

## THÈSE

Pour obtenir le grade de

## DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE

Spécialité : **Sciences pour l'Ingénieur**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

**Rémi BILLARD**

Thèse dirigée par **Pierre VACHER**

codirigée par **Eric VITTECOQ** et **Franck TOUSSAINT**

préparée au sein du **Laboratoire SYMME**  
dans l'**École Doctorale SISEO**

## Développement d'un implant à géométrie variable pour le traitement des fractures du fémur proximal chez les personnes âgées

Thèse soutenue le « **21 février 2014** »,  
devant le jury composé de :

**Mr. Philippe Adam**

Professeur des Universités - chirurgien - Univ.de Strasbourg - examinateur

**Mr. Yvan Arlettaz**

Docteur en Médecine, Chargé de cours - Univ.de Lausanne - examinateur

**Mr. Ridha Hambli**

Professeur des Universités - Université d'Orléans - rapporteur

**Mr. Michel Massenzio**

Professeur des Universités - Université Claude Bernard Lyon - rapporteur

**Mr. Jérôme Molimard**

Professeur - Ecole des Mines de Saint-Etienne - président du jury

**Mr. Franck Toussaint**

Professeur des Universités - Université de Savoie - co-directeur de thèse

**Mr. Pierre Vacher**

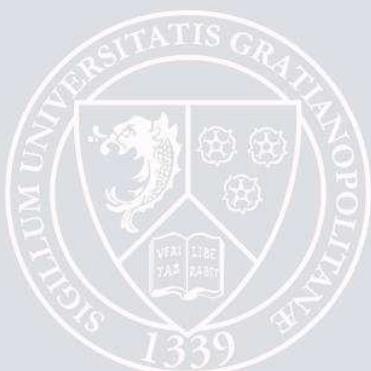
Professeur des Universités - Université de Savoie - directeur de thèse

**Mr. Éric Vittecoq**

Professeur HES - HES-SO/Genève - co directeur de thèse

**Mme. Laure Devun**

Docteur en Biomécanique - Laboratoire Tural - invitée





# Remerciements

*Ce travail a été réalisé au sein de l'équipe « matériaux » du laboratoire SYstème et Matériaux pour le MÉcatronique (SYMME) de l'Université de Savoie à Annecy.*

*Ma gratitude s'adresse tout d'abord à Messieurs Pierre Vacher, Éric Vittecoq et Franck Toussaint qui ont encadré ce travail de thèse avec toute leur expérience, leurs compétences et leur disponibilité. Tous trois, ont su me faire profiter de leur professionnalisme tout en me laissant une grande autonomie.*

*Je tiens particulièrement à remercier Messieurs Christian Bonjour et Yvan Arlettaz pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail. Je tiens à les remercier pour leurs remarques, leurs conseils et les quelques séances extrêmement enrichissantes en bloc opératoire qui ont permis la conception de l'implant présenté dans ce mémoire.*

*Je remercie également Madame Laure Devun et Monsieur Thomas Gradel pour leurs conseils techniques avisés, la réalisation des prototypes d'implant, et la préparation des essais d'implantation menés en laboratoire d'anatomie.*

*Un grand merci à Monsieur Blaise Girard pour les nombreuses heures passées ensemble à discuter des aspects techniques de ce travail et à réaliser de multiples éléments mécaniques.*

*Je tiens à remercier Monsieur Laurent Tabourot, directeur du laboratoire SYMME et Madame Pascale Balland qui ont grandement contribué au démarrage de mon activité de recherche. Je remercie également Fabien Degrès et Thomas Pottier pour l'aide qu'ils m'ont apportée concernant les aspects numériques.*

*Ma dernière pensée se tourne vers ma famille. Je remercie Michèle, Jean-Pierre, Caroline et Camille pour leur soutien et leurs encouragements.*





# Table des matières

<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>1 Fixation des fractures du fémur proximal</b>	<b>7</b>
1.1 Introduction . . . . .	7
1.2 Bases anatomiques . . . . .	9
1.2.1 Système de référence en anatomie . . . . .	9
1.2.2 Description morphologique du fémur . . . . .	10
1.2.2.1 Epiphyse proximale . . . . .	10
1.2.2.2 Diaphyse . . . . .	12
1.2.2.3 Epiphyse distale . . . . .	12
1.2.3 Axes anatomiques et mécaniques . . . . .	12
1.2.4 Description anatomique du fémur . . . . .	13
1.2.4.1 Architecture et structure osseuse . . . . .	13
1.2.4.2 Remodelage osseux . . . . .	14
1.2.4.3 Ostéoporose . . . . .	15
1.2.5 Fractures du fémur proximal . . . . .	16
1.2.5.1 Types de fractures . . . . .	16
1.2.5.2 Consolidation osseuse . . . . .	17
1.3 Traitement des fractures du fémur proximal . . . . .	19
1.3.1 Dispositifs chirurgicaux . . . . .	19
1.3.1.1 Prothèse totale de hanche . . . . .	19
1.3.1.2 Prothèse intermédiaire de hanche . . . . .	20
1.3.1.3 Prothèse céphalique . . . . .	20
1.3.1.4 Ostéosynthèse . . . . .	21
1.3.2 Cas de défaillance des dispositifs . . . . .	27
1.4 Conclusion du premier chapitre . . . . .	30

<b>2</b>	<b>Outils numériques et expérimentaux</b>	<b>31</b>
2.1	Introduction . . . . .	31
2.2	Moyens numériques . . . . .	32
2.3	Moyens expérimentaux . . . . .	34
2.3.1	Fémur synthétique . . . . .	34
2.3.2	Machine d'essai de compression de fémurs synthétiques . . . . .	35
2.3.3	Système de fixation distale . . . . .	36
2.3.4	Dispositif autonome de compression de fémurs cadavériques . . . . .	37
2.3.5	Mesures de champs cinématiques . . . . .	37
2.3.5.1	Principe de base de la corrélation d'images numériques . . . . .	38
2.3.5.2	Stereo-corrélation d'images numériques . . . . .	41
2.3.5.3	Identification et caractérisation du mouvement du foyer de fracture . . . . .	44
2.4	Validation des outils . . . . .	46
2.4.1	Etude géométrique des fémurs numérique et synthétique . . . . .	46
2.4.2	Analyse mécanique des fémurs numérique et synthétique sain . . . . .	48
2.4.2.1	Cycle de la marche . . . . .	48
2.4.2.2	Évaluation du modèle Éléments Finis du fémur sain . . . . .	49
2.4.2.3	Etat de contraintes du modèle numérique du fémur sain . . . . .	50
2.4.2.4	Déformée du modèle numérique du fémur sain . . . . .	50
2.4.2.5	Évaluation du modèle Éléments Finis du fémur ostéopo- rotique . . . . .	51
2.5	Conclusion du deuxième chapitre . . . . .	52
<b>3</b>	<b>Vers un implant universel pour la fixation des fractures du fémur proxi- mal</b>	<b>53</b>
3.1	Introduction . . . . .	53
3.2	L'implant Clovis . . . . .	54
3.2.1	Objectifs attendus . . . . .	54
3.2.2	Recherche de solutions . . . . .	54
3.2.3	Conception de l'implant Clovis . . . . .	57
3.2.3.1	Description générale de l'implant . . . . .	57
3.2.3.2	Dimensions de l'implant . . . . .	59
3.2.3.3	Cinématique de l'implant . . . . .	59
3.2.3.4	Analyse mécanique de l'implant . . . . .	61
3.2.3.5	Vis céphalique de longueur réglable . . . . .	66
3.3	L'outil de fixation externe de l'implant Clovis . . . . .	67

3.3.1	Conception de l'outil . . . . .	67
3.3.1.1	Description générale . . . . .	67
3.3.1.2	Cinématique du dispositif de réglage de l'implant . . . . .	67
3.3.1.3	Cinématique du dispositif de réglage du viseur . . . . .	69
3.3.2	Fabrication de l'outil de fixation externe . . . . .	71
3.4	Implantation en laboratoire d'anatomie . . . . .	71
3.4.1	Technique opératoire . . . . .	72
3.5	Conclusion du troisième chapitre . . . . .	78
<b>4</b>	<b>Analyse comparative des différents implants</b>	<b>79</b>
4.1	Introduction . . . . .	79
4.2	Simulations numériques . . . . .	80
4.2.1	Définition des modèles Éléments Finis d'ostéosynthèse . . . . .	80
4.2.2	Analyse numérique : fracture inter-trochantérienne sans jeu . . . . .	82
4.2.3	Analyse numérique : fracture inter-trochantérienne avec jeu . . . . .	88
4.2.4	Analyse numérique : fracture sous-trochantérienne inverse . . . . .	91
4.3	Expérimentation sur fémurs synthétiques . . . . .	94
4.3.1	Analyse expérimentale : fracture inter-trochantérienne . . . . .	94
4.3.2	Mouvement du foyer de fracture inter-trochantérienne . . . . .	100
4.4	Essais en laboratoire d'anatomie . . . . .	102
4.4.1	Analyse expérimentale : fracture inter-trochantérienne . . . . .	102
4.4.2	Mouvement du foyer de fracture inter-trochantérienne . . . . .	109
4.5	Comparaison des différentes approches . . . . .	110
	<b>Conclusion et perspectives</b>	<b>115</b>
<b>A</b>	<b>Annexe : Modèles Éléments Finis</b>	<b>121</b>



# Table des figures

1.1	Représentation des plans et des orientations anatomiques . . . . .	9
1.2	Positionnement et environnement osseux du fémur . . . . .	10
1.3	Description anatomique des vues antérieure et postérieure du fémur droit. .	11
1.4	Description de l'éperon de Merckel et des paramètres géométriques de l'épi- physe proximale . . . . .	11
1.5	Axes anatomiques et mécaniques du membre inférieur . . . . .	13
1.6	Architecture de l'os fémoral . . . . .	14
1.7	Description du processus de remodelage osseux . . . . .	15
1.8	Radiographies montrant des architectures osseuses saine et ostéoporotique	16
1.9	Les fractures du fémur proximal . . . . .	17
1.10	Consolidation osseuse indirecte . . . . .	18
1.11	Consolidation osseuse directe . . . . .	18
1.12	Prothèse totale de hanche . . . . .	19
1.13	Prothèse intermédiaire de hanche . . . . .	20
1.14	Prothèse céphalique . . . . .	20
1.15	Clou GAMMA . . . . .	22
1.16	Clou IMHS . . . . .	23
1.17	Clou PFN . . . . .	23
1.18	Clou PFNA . . . . .	24
1.19	Plaque DHS . . . . .	25
1.20	Plaque DCS . . . . .	25
1.21	BCM-SYSTEM . . . . .	26
1.22	Exemple de stock de pièces dans un bloc opératoire . . . . .	27
1.23	Cas de défaillance du clou GAMMA . . . . .	29
1.24	Cas de rupture du clou GAMMA et de la plaque DHS . . . . .	29
1.25	Cas de défaillance de l'implant DHS . . . . .	29
2.1	Description des modèles Éléments Finis de référence . . . . .	33

2.2	Caractéristiques dimensionnelles du fémur synthétique étudié . . . . .	35
2.3	Montage expérimental utilisé lors des essais sur fémurs synthétiques . . . . .	35
2.4	Dimensionnement du support à trois plans orthogonaux . . . . .	36
2.5	Montage expérimental utilisé lors des essais cadavériques . . . . .	37
2.6	Principe de base de la corrélation d'images numériques . . . . .	39
2.7	Évaluation de la surface de corrélation . . . . .	40
2.8	Procédure de calibration du système optique hors-plan . . . . .	41
2.9	Représentation schématique du principe de stéréo-corrélation . . . . .	43
2.10	Discontinuité dans un élément . . . . .	44
2.11	Valeur du paramètre $K(P)$ . . . . .	44
2.12	Quantification des déplacements le long de la fracture . . . . .	45
2.13	Composantes normales et tangentielles de déplacement suivant une fracture	46
2.14	Numérisation 3D d'un fémur synthétique Sawbone de 4 <sup>ème</sup> génération. . . . .	47
2.15	Comparaison géométrique des fémurs numérique et synthétique . . . . .	47
2.16	Description de la charge à appliquer lors du cycle de la marche . . . . .	48
2.17	Courbe force-déplacement des fémurs numérique et synthétique sains . . . . .	49
2.18	Fémur numérique sain : contraintes de von Mises et déplacements . . . . .	51
2.19	Comparaison des raideurs des fémurs numériques sain et ostéoporotique . . . . .	51
3.1	Revue de quelques idées d'implants . . . . .	56
3.2	Etapes de conception et de dimensionnement de l'implant . . . . .	57
3.3	Description de la géométrie de l'implant CLOVIS . . . . .	58
3.4	Coupe frontale de l'implant. Description des ouvertures biconiques de l'im- plant . . . . .	60
3.5	Réglage de l'angle céphalique de l'implant à 115° et 135° . . . . .	60
3.6	Description des éléments de l'implant . . . . .	61
3.7	Analyse mécanique de l'implant CLOVIS . . . . .	63
3.8	Analyse mécanique du clou GAMMA . . . . .	64
3.9	Analyse mécanique de la plaque DHS . . . . .	65
3.10	Vis céphalique expansible de l'implant CLOVIS . . . . .	66
3.11	Géométrie de l'outil de fixation externe de l'implant CLOVIS . . . . .	68
3.12	Mécanisme de réglage de l'implant . . . . .	68
3.13	Passage du massif trochantérien, écartement des deux parties de l'implant.	69
3.14	Mécanisme de réglage du viseur . . . . .	70
3.15	Fabrication de l'outil de fixation externe . . . . .	71
3.16	Description de l'outil « chausse implant » . . . . .	73
3.17	Description de la procédure d'implantation <i>ex vivo</i> , fémur disséqué . . . . .	76

3.18	Description de la procédure d'implantation <i>ex vivo</i> , cadavre . . . . .	77
4.1	Description du modèle Éléments Finis du fémur numérique ostéoporotique fracturé fixé par l'implant CLOVIS . . . . .	81
4.2	Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques sain puis ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes sans jeu) et fixés par les différents implants . . . . .	82
4.3	Répartition des contraintes dans les fémurs numériques sain et ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes) sous une charge de 3000 $N$ . . . . .	83
4.4	Répartition des contraintes dans les différents implants sous une charge de 3000 $N$ . . . . .	84
4.5	Répartition des contraintes dans les fémurs numériques ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes) dans les zones de verrouillage distal sous une charge de 3000 $N$ . . . . .	85
4.6	Méthode de calcul de l'angle d'ouverture et du déplacement tangentiel au niveau du foyer de fracture . . . . .	86
4.7	Comparaison des angles d'ouverture des fémurs numériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants . . . . .	86
4.8	Comparaison des déplacements tangentiels des fémurs numériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants . . . . .	86
4.9	Répartition des pressions de contact normales sur la fracture sous une charge de 3000 $N$ . . . . .	87
4.10	Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes avec/sans jeu) fixés par le clou GAMMA . . . . .	88
4.11	Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes avec/sans jeu) fixés par la plaque DHS . . . . .	88
4.12	Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes avec/sans jeu) fixés par l'implant CLOVIS . . . . .	89
4.13	Mouvements des fragments osseux numériques dans le cas de la fracture inter-trochantérienne avec jeu . . . . .	90
4.14	Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques sain et ostéoporotiques fracturés (sous-trochantériennes inverses) fixés par les différents implants . . . . .	91

4.15 Déplacements relatifs des fragments osseux dans le cas de fracture sous-trochantériennes inverses . . . . .	92
4.16 Répartition des contraintes dans les fémurs numériques sain et ostéoporotiques fracturés (sous-trochantériennes inverses) sous une charge de 3000 $N$ . . . . .	93
4.17 Répartition des contraintes dans les implants sous une charge de 3000 $N$ . . . . .	93
4.18 Répartition des pressions de contact normales sur la fracture sous une charge de 3000 $N$ . . . . .	94
4.19 Description de la charge appliquée lors des cycles de la marche. . . . .	95
4.20 Images initiales correspondants aux $cycle_{100-1000}$ et $cycle_{300-3000}$ d'un fémur synthétique fracturé fixé par le clou GAMMA . . . . .	95
4.21 Images initiales correspondant aux $cycle_{100-1000}$ et $cycle_{300-3000}$ d'un fémur synthétique fracturé fixé par la plaque DHS . . . . .	95
4.22 Images initiales correspondant aux $cycle_{100-1000}$ et $cycle_{300-3000}$ d'un fémur synthétique fracturé fixé par l'implant CLOVIS . . . . .	95
4.23 Courbes force-déplacement des fémurs synthétiques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants sollicités suivant le cycle stabilisé. . . . .	96
4.24 Images correspondant à l'essai de compression d'un fémur synthétique fracturé fixé par le clou GAMMA . . . . .	97
4.25 Images correspondant à un essai de compression d'un fémur synthétique fracturé fixé par la plaque DHS . . . . .	97
4.26 Images correspondant à un essai de compression d'un fémur synthétique fracturé fixé par l'implant CLOVIS . . . . .	97
4.27 Déplacements du fémur synthétique fracturé fixé par le clou GAMMA sous une charge de 2750 $N$ . . . . .	98
4.28 Déplacements du fémur synthétique fracturé fixé par la plaque DHS sous une charge de 2750 $N$ . . . . .	99
4.29 Déplacements du fémur synthétique fracturé fixé par l'implant CLOVIS sous une charge de 2750 $N$ . . . . .	99
4.30 Vecteurs déplacements. Déformations du fémur synthétique fracturé fixé par la plaque DHS sous une charge de 2750 $N$ . . . . .	100
4.31 Comparaison des angles d'ouverture des fémurs synthétiques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants . . . . .	101
4.32 Comparaison des déplacements tangentiels des fémurs synthétiques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants . . . . .	101
4.33 Courbes force-déplacement des fémurs cadavériques équipés par les différents implants avant d'être fracturés . . . . .	103



4.34	Courbes force-déplacement des fémurs cadavériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants . . . . .	104
4.35	Plastification de la vis céphalique de la plaque DHS . . . . .	104
4.36	Courbes force-déplacement des fémurs cadavériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants . . . . .	105
4.37	Images correspondant à un essai de compression d'un fémur cadavérique fracturé fixé par le clou GAMMA . . . . .	106
4.38	Images correspondant à un essai de compression d'un fémur cadavérique fracturé fixé par la plaque DHS . . . . .	106
4.39	Images correspondant à un essai de compression d'un fémur cadavérique fracturé fixé par l'implant CLOVIS . . . . .	106
4.40	Déplacements du fémur cadavérique fracturé fixé par le clou GAMMA sous une charge de 2959 $N$ . . . . .	107
4.41	Déplacements du fémur cadavérique fracturé fixé par la plaque DHS sous une charge de 3015 $N$ . . . . .	108
4.42	Déplacements du fémur cadavérique fracturé fixé par l'implant CLOVIS sous une charge de 3030 $N$ . . . . .	108
4.43	Comparaison des angles d'ouverture des fémurs cadavériques fracturés (inter- trochantériennes) fixés par le clou GAMMA, la plaque DHS et l'implant CLOVIS	109
4.44	Comparaison des déplacements tangentiels des fémurs cadavériques frac- turés (inter-trochantériennes) fixés par le clou GAMMA, la plaque DHS et l'implant CLOVIS . . . . .	109
4.45	Comparaison des raideurs des fémurs non fracturés issues des différentes approches . . . . .	110
4.46	Comparaison des raideurs des fémurs fracturés fixés par les différents im- plants issues des essais sur os synthétiques et cadavériques . . . . .	111
4.47	Comparaison des raideurs relatives des fémurs fracturés fixés par les diffé- rents implants issues des essais sur os synthétiques et cadavériques . . . . .	111
4.48	Comparaison des déplacements tangentiels ( $mm$ ) sous 2500 $N$ des fémurs fracturés (inter-trochantériennes) issues des différentes approches . . . . .	112
4.49	Comparaison des angles d'ouverture ( $degrés$ ) sous 2500 $N$ des fémurs frac- turés (inter-trochantériennes) issues des différentes approches . . . . .	112
A.1	Description du modèle Eléments Finis du fémur numérique ostéoporotique fracturé fixé par le clou GAMMA . . . . .	122
A.2	Description du modèle Eléments Finis du fémur numérique ostéoporotique fracturé fixé par la plaque DHS . . . . .	123



# INTRODUCTION



# Introduction générale

## Problématique

Les fractures du fémur proximal, plus communément appelées fractures du col du fémur, concernent principalement les personnes âgées. Ces fractures nécessitent un traitement chirurgical qui est déterminé en fonction du type de fracture. Les chirurgiens orthopédistes procèdent la plupart du temps au remplacement de la partie fracturée de l'os par la pose d'une prothèse de hanche ou mettent en œuvre une technique chirurgicale appelée ostéosynthèse qui permet de conserver le capital osseux du patient.

L'ostéosynthèse est une technique médicale conservatrice largement utilisée depuis le début du XX<sup>e</sup> siècle. Elle est utilisée pour réparer une fracture du fémur proximal simple ou complexe à l'aide de matériaux tels que des plaques, des clous, des vis, des broches, des fils métalliques, des agrafes ou des fixateurs externes. Les matériels d'ostéosynthèse sont développés par des chirurgiens orthopédistes et des mécaniciens. Différentes techniques existent et chacune est adaptée à un ou plusieurs types de fracture. Chaque technique nécessite un outillage spécifique appelé matériel ancillaire, qui permet la mise en position de l'implant lors de l'acte chirurgical.

Les différentes techniques d'ostéosynthèse permettent de fixer les fractures du fémur proximal par voie intra-médullaire (à l'intérieur de l'os) ou par voie extra-médullaire (à l'extérieur de l'os). L'expertise ou l'habitude des chirurgiens détermine la technique d'ostéosynthèse la mieux adaptée au type de fracture rencontrée. Les principaux objectifs de l'ostéosynthèse sont d'obtenir la stabilité du site fracturé (après la réduction anatomique), et la compression du foyer de fracture. Les contraintes mécaniques sont en effet essentielles au remodelage osseux. Des phénomènes biologiques étroitement liés aux contraintes mécaniques dans l'os permettent la consolidation de la fracture. En revanche, en l'absence de sollicitation mécanique, l'os se nécrose.

Les systèmes d'ostéosynthèse actuels dont les deux principaux sont le clou GAMMA (implant intra-médullaire) et la plaque DHS (implant extra-médullaire), permettent d'atteindre dans la plupart des cas ces objectifs. Toutefois, tous ces dispositifs ne peuvent pas être adaptés à la morphologie du patient. Juste avant l'intervention, les chirurgiens orthopédistes doivent alors choisir d'abord le type d'implant à utiliser, puis la taille, parmi les différentes références proposées (longueur, angle). Ils doivent enfin disposer immédiatement du matériel nécessaire pour l'intervention, ce qui oblige les hôpitaux à stocker des références permettant de couvrir l'ensemble des pathologies et des morphologies rencontrées, ce qui représente un coût important.

## Objectifs

L'objectif du projet « CLOVIS » est de concevoir et de mettre au point un implant universel pour l'ostéosynthèse du fémur proximal et son instrumentation afin d'offrir plus de souplesse au chirurgien lors des opérations et réduire les volumes de stocks dans les hôpitaux. Ce projet s'inscrit dans un objectif global de réduction des coûts de la santé.

Outre cet aspect financier, la solution mécanique proposée doit conduire à un traitement de la fracture au moins aussi performant que ce qui est obtenu aujourd'hui avec les implants de type clou GAMMA ou plaque DHS : limitation des fractures secondaires dues à l'implant, limitation des risques de casse de l'implant et consolidation osseuse la plus rapide et efficace possible. L'implant doit répondre au plus grand nombre de fractures du fémur proximal. La stabilité de la zone fracturée et la compression des fragments osseux sont particulièrement recherchées.

Dans ce travail de thèse, une attention particulière est portée aux méthodes numériques et expérimentales. Elles permettent de bien comprendre les comportements mécaniques des dispositifs d'ostéosynthèse actuels : le clou GAMMA et la plaque DHS. Les méthodes numériques sont utilisées afin d'optimiser l'implant et étudier son comportement pour deux types de fractures du fémur proximal.

## Acteurs du projet

Le projet est fondé sur un partenariat, impliquant des acteurs qui ont misé sur leur complémentarité et leur savoir-faire. Trois laboratoires de recherche dont deux académiques et un privé, ainsi qu'une société suisse, font partie de ce consortium. La collaboration s'appuie sur le programme de coopération territoriale européenne France-Suisse INTERREG IV A 2007-2013. Le projet est cofinancé par le conseil général de Haute Savoie, la région de Rhône-Alpes, et les cantons du Valais et de Genève.



L'expression du besoin du projet CLOVIS provient de la société suisse Chirmat, société de consultant, d'expertise, de recherche et de développement dans le domaine médico-chirurgical d'une part et de l'ingénierie en général d'autre part. La société Chirmat s'est associée à l'Hepia (Haute Ecole du Paysage, d'Ingénierie et d'Architecture) et au laboratoire SYMME (SYstèmes et Matériaux pour la Mécatronique) de l'Université de Savoie afin d'intégrer des aspects de conception, caractérisation, modélisation, simulation et optimisation dans ce projet. Le groupe s'est ensuite associé à la société Tural (laboratoire de recherche privé) afin d'envisager le développement et la fabrication du nouvel implant et de l'outil d'aide à la pose. Le rassemblement de ces différents partenaires au sein de ce projet de recherche et développement collaboratif permet la mise en commun des compétences nécessaires au développement tant scientifique que technologique du nouvel implant.



### Laboratoire SYMME

Créé en septembre 2006, le laboratoire SYMME résulte de la fusion du Laboratoire de Mécanique Appliquée et du laboratoire d'Instrumentation et de Matériaux d'Annecy. L'objectif du laboratoire est de mener des recherches à caractère pluridisciplinaire pour répondre efficacement à la demande croissante en conception de produits intégrés, innovants et respectueux de l'environnement. Les recherches développées couvrent toutes les phases de la durée de vie du produit, de l'idée originale jusqu'au recyclage en passant par la mise en production. Les compétences mobilisées dans le cadre de ce projet sont relatives à la conception, la caractérisation et la modélisation du comportement mécanique de dispositifs d'ostéosynthèse.

**Hepia**

Hepia est née en 2009 de la fusion de deux écoles d'ingénieur de la HES-SO (Hautes Ecoles Supérieures de Suisse Occidentale), l'école d'ingénieurs de Genève et l'école d'ingénieurs de Lullier. Les activités de recherche s'appuient sur quatre instituts, dont InSTI, l'institut des procédés de fabrication, des matériaux et de la mécanique des fluides. Dans le cadre du présent projet, Hepia s'implique au niveau de la conception, de l'optimisation et de la réalisation de produit, lors de l'étude d'un montage d'essai permettant de caractériser le comportement mécanique de différents implants et lors de l'étude de l'outillage ancillaire.

**Chirmat**

Crée en 2007 par le Prof Ch. Bonjour, Dr es sciences, physicien et ingénieur en matériaux et le Dr Y. Arlettaz, chirurgien orthopédiste, la société Chirmat a pour but de créer, de développer et soutenir de nouvelles idées et de nouveaux concepts dans le domaine des matériaux et de l'instrumentation chirurgicale et médicale. Chirmat met également à la disposition des entreprises et des industriels du monde médical son expertise, ses liens avec les utilisateurs et ses relais avec la communauté scientifique. Dans le cas particulier de ce projet, Chirmat a exprimé le besoin du projet et esquissé des solutions techniques.

**Tural**

Créé en 2008 par Thomas Gradel, Tural est un laboratoire de recherche indépendant qui se divise en trois parties. Une partie est dédiée à la prestation de services en recherche : conceptions de nouveaux implants, étude de l'influence de nouveaux matériaux, de nouvelles formes, de nouveaux process de fabrication sur l'usure, la cinématique, la longévité des implants articulaires. Une autre partie est dédiée à la prestation scientifique : réalisation de présentations scientifiques destinées aux chirurgiens sur différents sujets allant de la céramique, aux différents concepts de prothèses de hanche en passant par les différents types de revêtements. La dernière partie est dédiée à la prestation de service en essais, fabrication et en marquage CE : mise en place et réalisation de protocoles d'essais sur différents types de prothèses (essais d'endurance, essais d'usure, essais de résistance).



## Organisation du mémoire

Le présent mémoire comporte 4 chapitres. Le chapitre 1 a pour objectif de donner une vue d'ensemble des connaissances associées aux fractures du fémur proximal et des traitements chirurgicaux afférents. Après un rappel sur la morphologie et l'anatomie de l'os fémoral, les principales techniques existantes sont présentées et discutées.

Le chapitre 2 présente les outils numériques et expérimentaux mis en place dans le cadre de ce travail de thèse, ainsi que leur validation sur un fémur sain.

Le chapitre 3 regroupe les étapes de conception du nouvel implant et de son système de fixation externe. Il s'achève par une description détaillée du protocole d'implantation et sa validation en laboratoire d'anatomie.

Le chapitre 4 présente les résultats issus des calculs et des essais pour ce nouvel implant. Son comportement est comparé à celui des deux types d'implants les plus utilisés aujourd'hui (le clou GAMMA et la plaque DHS), dans le cas du traitement d'une fracture inter-trochantérienne et sous-trochantérienne inverse.

Le présent mémoire s'achève par une conclusion et des perspectives ainsi qu'une liste bibliographique des ouvrages cités.



# 1

## Fixation des fractures du fémur proximal

### Sommaire

<b>1.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>7</b>
<b>1.2</b>	<b>Bases anatomiques</b>	<b>9</b>
1.2.1	Système de référence en anatomie	9
1.2.2	Description morphologique du fémur	10
1.2.3	Axes anatomiques et mécaniques	12
1.2.4	Description anatomique du fémur	13
1.2.5	Fractures du fémur proximal	16
<b>1.3</b>	<b>Traitement des fractures du fémur proximal</b>	<b>19</b>
1.3.1	Dispositifs chirurgicaux	19
1.3.2	Cas de défaillance des dispositifs	27
<b>1.4</b>	<b>Conclusion du premier chapitre</b>	<b>30</b>

### 1.1 Introduction

Les fractures du fémur proximal sont souvent liées à l'ostéoporose et peuvent survenir à l'occasion d'un traumatisme minime, telle une chute de sa hauteur. Cependant, elles peuvent aussi être spontanées et causer la chute. Environ 50 000 personnes dont 70% de femmes [Benetos 07] (du fait de la diminution naturelle de la densité osseuse après la

ménopause) présentent ce type de fractures chaque année en France (environ 1 personne sur 1000). Ce risque augmente exponentiellement en fonction de l'âge. La fracture du col du fémur concerne essentiellement les personnes de plus de 60 ans [Curran 10]. Dans 60% des cas, le patient ne retrouve pas son autonomie et 40% des patients sont incapables de se déplacer. 20% des femmes décèdent dans l'année qui suit une fracture du col du fémur.

Au vu du vieillissement de la population, les fractures pourraient concerner environ 150000 personnes en France d'ici 2050 [Baudoin 96], soit un peu plus du double du nombre actuel. A l'échelle mondiale, elles touchaient 1,66 millions de personnes en 1990. Selon [Gullberg 97], elles devraient concerner 2,6 millions de personnes en 2025 et 4,5 millions en 2050.

L'incidence grandissante des fractures du fémur proximal constitue à ce jour l'une des problématiques majeures des hôpitaux. Pour traiter les fractures du col du fémur, les hôpitaux sont équipés de nombreux dispositifs. Les chirurgiens peuvent utiliser soit une prothèse totale de hanche (dispositif qui remplace complètement l'articulation de la hanche), soit une prothèse intermédiaire de hanche ou céphalique (dispositifs qui remplacent uniquement l'extrémité supérieure du fémur) ou mettre en œuvre une technique d'ostéosynthèse qui concerne plus particulièrement l'étude présentée ici et dont l'objectif principal est d'obtenir la consolidation osseuse, sans remplacer toute ou une partie de l'articulation de la hanche.

En France, le coût de traitement des fractures liées à la fragilisation osseuse est évalué à environ 1 milliard d'euros par an [Fontana 01]. Ce coût devrait augmenter dans les prochaines décennies. Chaque technique d'ostéosynthèse présente de nombreuses références d'implants afin de couvrir l'ensemble des morphologies rencontrées. Lorsqu'un hôpital prend en charge un patient, les chirurgiens orthopédistes doivent effectuer un choix d'implant préopératoire précis et disposer dans les plus brefs délais du matériel nécessaire. Le choix est réalisé parmi de nombreux types et tailles d'implants. Cela nécessite bien évidemment l'existence de stocks qui engendrent un surcoût en termes d'équipement. Constituer et entretenir un stock est une activité génératrice de nombreuses charges pour les fabricants d'implants. Outre les charges immobilisées (coûts des stocks d'implants), on trouve des charges variables associées aux diverses opérations de stérilisation réalisées par les établissements de santé.

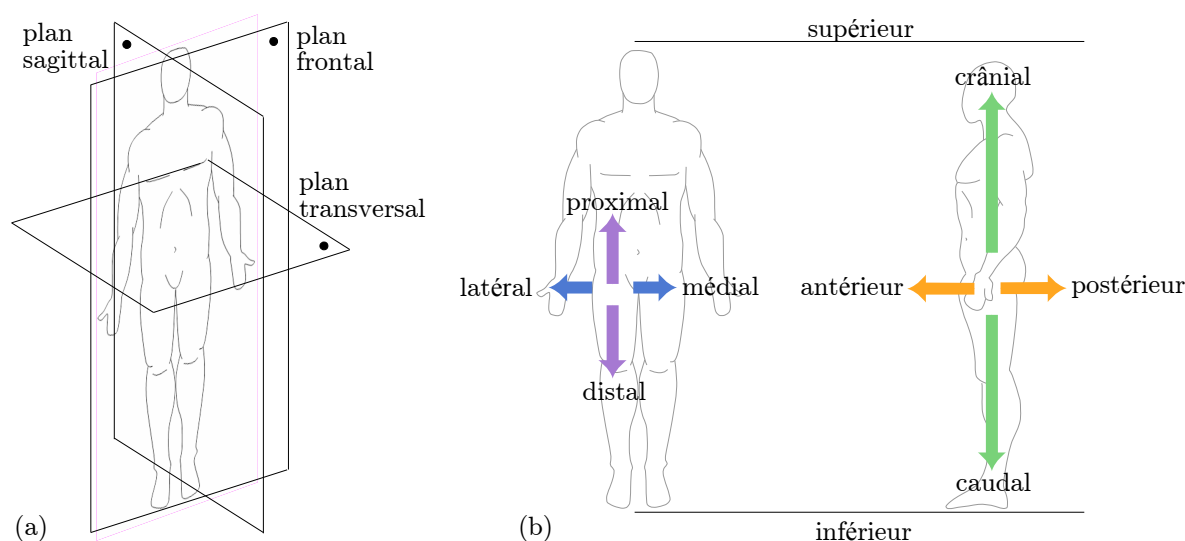
Les deux sous chapitres suivants ont pour objectif de donner une vue d'ensemble des connaissances associées aux fractures du fémur proximal et aux différents traitements

chirurgicaux existants. Après un rappel sur la morphologie et l'anatomie de l'os fémoral, les principales techniques existantes sont présentées et discutées.

## 1.2 Bases anatomiques

### 1.2.1 Système de référence en anatomie

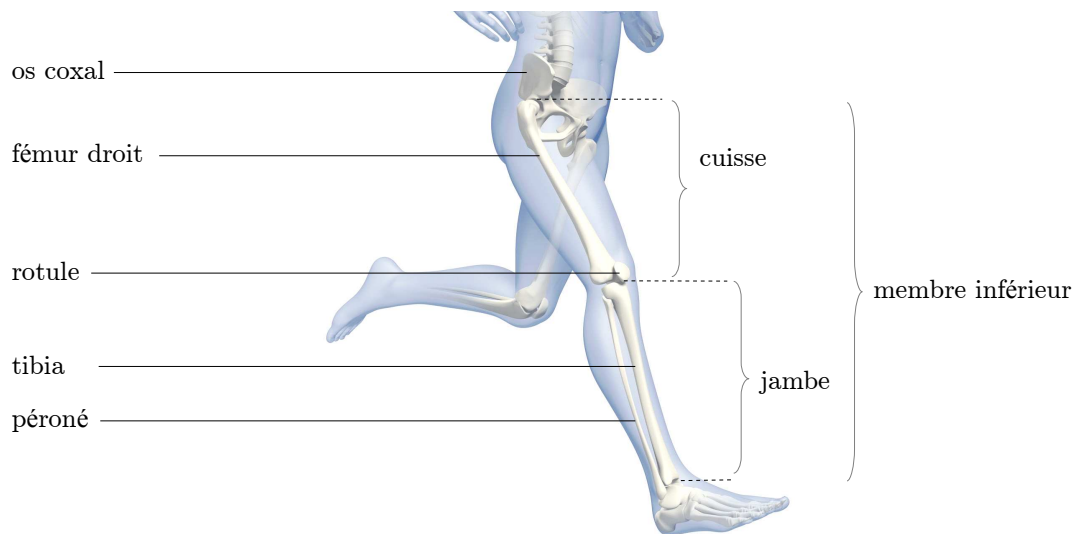
La définition d'un système de référence standard proposé par Poirier [Poirier 07] permet de définir les termes associés aux orientations anatomiques. Ces termes permettront de mieux appréhender les notions présentées dans le cadre de ce travail de thèse. Les références sont définies par la position d'un individu bras tendus et face à l'observateur. On peut ainsi distinguer sur la figure 1.1 (a) trois plans : les plans *sagittal*, *frontal* et *transversal* qui divisent le corps en deux parties. Le plan sagittal divise les parties droite et gauche du corps. Le plan frontal divise les parties avant et arrière du corps. Enfin, le plan transversal divise les parties supérieure et inférieure du corps. Ces trois plans sont perpendiculaires les uns aux autres et se coupent en un point : le centre de gravité du corps. Différents termes permettent de décrire les orientations anatomiques du corps humain (figure 1.1 (b)). Ainsi, toutes les parties situées proche ou loin du centre de gravité du corps se distinguent respectivement par les termes *proximal* et *distal*. Les parties situées proche ou loin du plan sagittal se distinguent respectivement par les termes *médial* et *latéral*, et ce quel que soit la direction. Les termes *antérieur* et *postérieur* signifient en avant ou en arrière du plan frontal. Enfin, les termes *crânial* et *caudal* précisent les zones en direction de la tête ou des pieds.



**Figure 1.1** – Représentation (a) des plans et (b) des orientations anatomiques.

### 1.2.2 Description morphologique du fémur

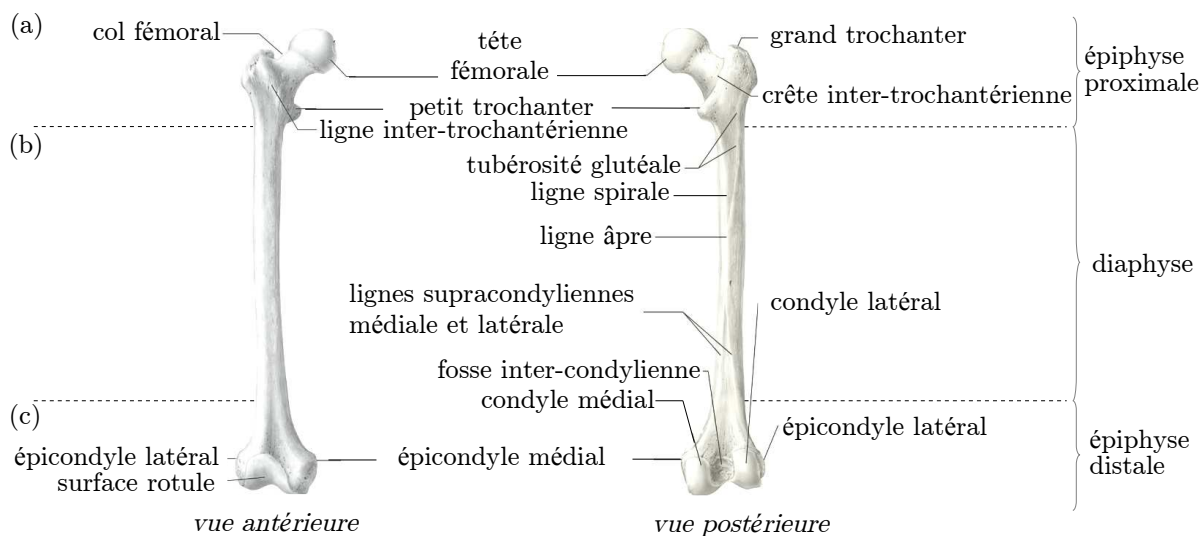
La figure 1.2 situe le fémur droit, l'os le plus long du corps humain. Il constitue avec la rotule le squelette de la cuisse. Le tibia et le péroné constituent le squelette de la jambe. Le squelette du membre inférieur s'articule avec l'os coxal. Le fémur se compose d'une partie centrale appelée diaphyse et de deux extrémités appelées épiphyses (figure 1.3). On distingue l'épiphyse proximale de l'épiphyse distale par sa proximité avec le centre de gravité du corps.



**Figure 1.2** – *Positionnement et environnement osseux du fémur.*

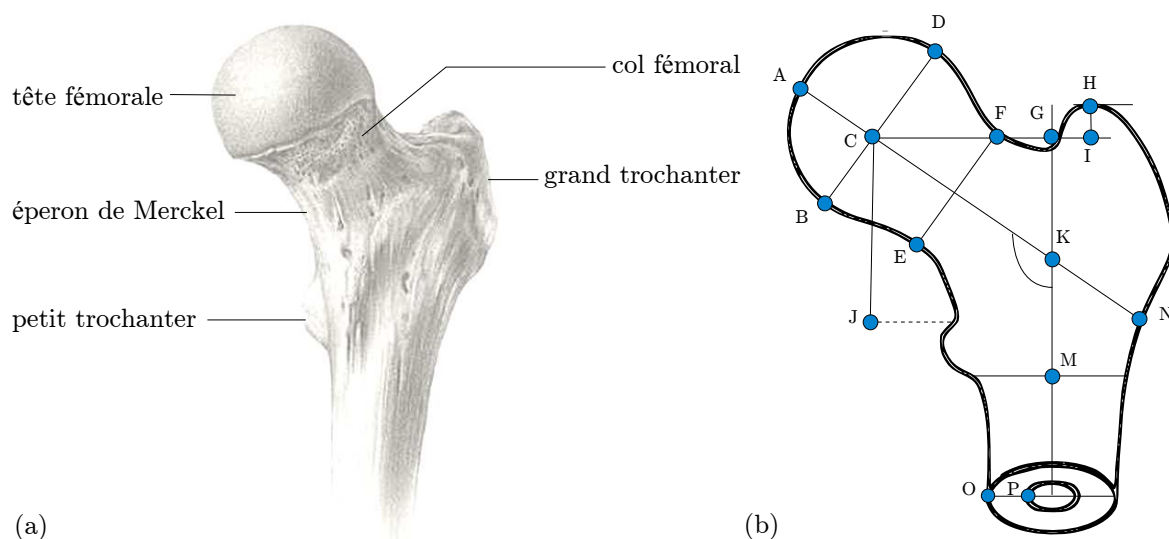
#### 1.2.2.1 Epiphyse proximale

L'épiphyse proximale (figure 1.3 (a)) est l'extrémité du fémur la plus proche de l'os coxal. Elle correspond à la tête fémorale, le col fémoral et le massif trochantérien. Ce dernier présente deux saillies osseuses, le grand trochanter en latéral et le petit trochanter en médial. Ce sont des zones d'insertion musculaire. La jonction entre le col fémoral et la diaphyse fémorale est marquée antérieurement par la ligne inter-trochantérienne, une ligne rugueuse qui s'étend du grand au petit trochanter [Moore 01]. Postérieurement, les deux trochanters sont reliés par un relief plus volumineux et plus lisse : la crête inter-trochantérienne. Cette crête présente un renflement arrondi. Distalement, le col fémoral présente l'éperon de Merkel, également appelé console interne (figure 1.4 (a)). Cette dernière est une zone d'os très dense et résistante, située au-dessus du petit trochanter. Il s'agit donc d'une zone clef pour la résistance d'une prothèse ou d'une ostéosynthèse dans le cas d'une fracture. Elle participe fortement à la reprise des charges appliquées sur la tête fémorale.



**Figure 1.3** – Description anatomique des vues antérieure et postérieure du fémur droit.

Les paramètres géométriques associés à l'épiphyse proximale (figure 1.4 (b)) sont particulièrement importants dans la conception d'un dispositif destiné à traiter les fractures de l'extrémité supérieure du fémur. Dans la littérature, plusieurs articles portent sur la mesure de ces caractéristiques. Le tableau 1.1 regroupe les résultats d'un ensemble de mesures réalisées par [Rubin 92] et [Lv 12]. Les groupes A et B correspondent respectivement à l'étude de 32 fémurs suisses et de 25 fémurs chinois adultes. Les dispersions observées lors des mesures des paramètres (angle céphalique et longueur du fémur suivant l'axe du col) ne sont pas négligeables. Nous verrons plus loin que ces dispersions expliquent l'existence de nombreuses tailles d'implants.



**Figure 1.4** – Description (a) de l'éperon de Merckel et (b) des paramètres géométriques de l'épiphyse proximale.

paramètres	groupe A	groupe B
diamètre de la tête fémorale $BD$ (mm)	43,4±2,6	47,6±1,7
hauteur de la tête fémorale $CJ$ (mm)	-	46,2±5,6
distance Axe diaphyse/Centre tête fémorale $CG$ (mm)	47±7,2	37,8±3,9
angle céphalique $\angle MKC$ (degrés)	122,9±7,6	126,1±6,3
distance verticale Sommet grand trochanter/Centre tête fémorale $HI$ (mm)	-	8,4±5,3
épaisseur de la diaphyse fémorale $OP$ (mm)	-	9,5±0,7
diamètre du col fémoral $EF$ (mm)	-	34,8±3,3
longueur du fémur suivant l'axe du col $AN$ (mm)	-	89,4±6,4

**Tableau 1.1** – Paramètres morphologiques de l'épiphyse proximale du fémur droit.

### 1.2.2.2 Diaphyse

Sous l'épiphyse proximale, on observe la diaphyse fémorale (figure 1.3 (b)). Cette dernière correspond à la partie longue entre les deux extrémités du fémur. Elle est lisse et arrondie antérieurement. Postérieurement, elle est parcourue par une large crête rugueuse : la ligne âpre. Cette ligne se caractérise proximale par une lèvre médiale et une lèvre latérale. La lèvre latérale de la ligne âpre se confond avec la tubérosité glutéale, large et rugueuse. La lèvre médiale se prolonge par une étroite ligne rugueuse, la ligne spirale. Celle-ci se dirige vers le petit trochanter puis elle passe sur la face antérieure de l'os pour se terminer en rejoignant la ligne inter-trochantérienne. Distalement, la ligne âpre se dédouble en lignes supracondyliennes, l'une médiale et l'autre latérale, qui se prolongent respectivement en direction des condyles respectifs de l'extrémité inférieure du fémur.

### 1.2.2.3 Epiphyse distale

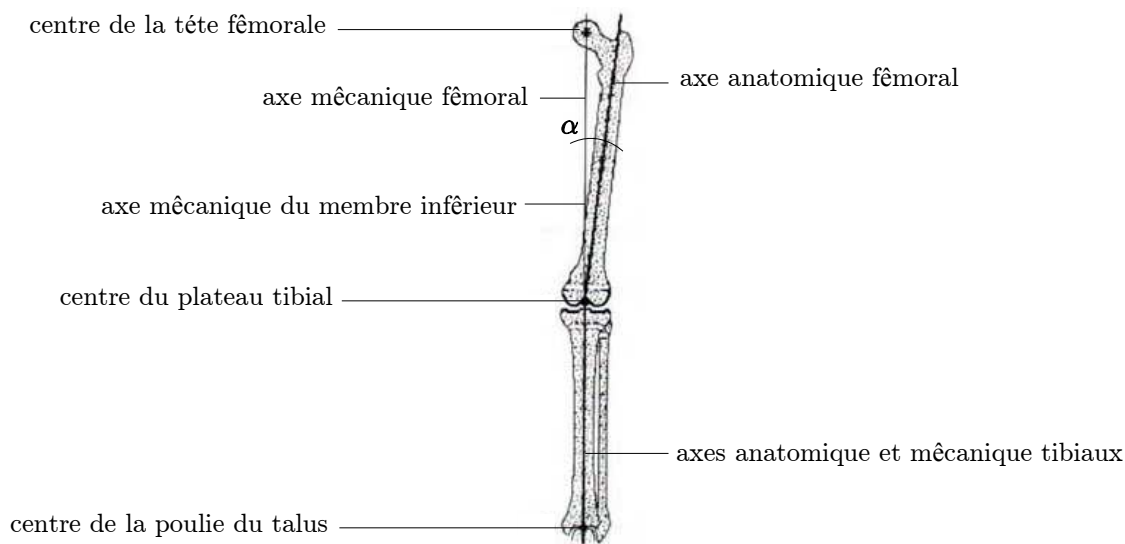
L'épiphyse distale (figure 1.3 (c)) est l'extrémité du fémur la plus éloignée de l'os coxal. Elle présente une large échancrure, la fosse intercondylienne, qui sépare les condyles latéral et médial. Les deux condyles et la fosse intercondylienne forment une articulation avec le tibia et la rotule.

## 1.2.3 Axes anatomiques et mécaniques

L'étude du membre inférieur permet de distinguer les axes mécaniques des axes anatomiques. La figure 1.5 présente les axes du membre inférieur [Cooke 09]. L'axe mécanique du membre inférieur passe par les trois centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville. Il correspond à une droite qui relie approximativement le centre de la tête



fémorale, le centre du plateau tibial (interligne articulaire fémoro-tibiale) et le centre de la poulie du talus (os de la cheville). L'axe mécanique fémoral forme un angle  $\alpha$  d'environ  $4^\circ$  à  $5^\circ$  avec l'axe anatomique fémoral [Hsu 90, Issa 07, Kraus 05, Moreland 87, Yoshioka 87]. Les axes mécanique et anatomique tibiaux sont pratiquement coïncidents.



**Figure 1.5** – *Axes anatomiques et mécaniques du membre inférieur.*

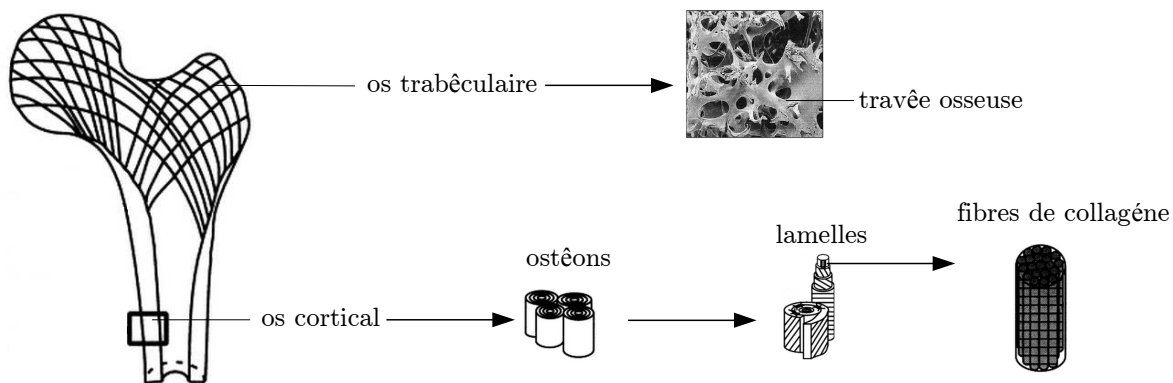
## 1.2.4 Description anatomique du fémur

### 1.2.4.1 Architecture et structure osseuse

Les dispositifs d'ostéosynthèse utilisés pour le traitement des fractures du fémur proximal ont pour objectif la consolidation osseuse. Il convient donc de s'intéresser à l'architecture et la structure osseuse du fémur. La figure 1.6 présente l'architecture interne de l'os [Braux 11]. L'os est constitué d'os trabéculaire et d'os cortical.

L'**os trabéculaire** est présent dans les épiphyses proximale et distale du fémur. Il forme un système de lamelles osseuses irrégulières, les travées osseuses. Ces dernières s'entrecroisent et sont majoritairement disposées dans le même sens que les forces de compression et de traction, ces forces exercent des contraintes dans l'os [Wolff 86]. Elles sont formées par des cellules qui réagiraient au stimulus mécanique pour le développement, la croissance, le maintien et la réparation de l'os [Follet 03]. Les cellules sont les ostéoblastes et les ostéoclastes qui prolifèrent le long des travées osseuses. Les ostéoblastes sont des cellules qui contribuent à la formation de l'os. Les ostéoclastes sont des cellules qui se posent sur la surface de l'os et assurent la résorption osseuse.

L'**os cortical** occupe la périphérie de la diaphyse fémorale et limite un canal central appelé canal médullaire. Contrairement à l'os trabéculaire, sa structure est compacte. Son caractère dense reflète sa capacité à résister aux forces extérieures. L'unité structurale de l'os compact est appelée ostéon. Chaque ostéon a la forme d'un cylindre allongé et est constitué d'un ensemble de cylindres creux (6 à 15 cylindres par ostéon) placés les uns dans les autres. Chacun de ces cylindres est une lamelle osseuse, c'est pourquoi l'os compact est souvent appelé os lamellaire. Chaque lamelle est composée de fibres de collagène. Il s'agit d'une famille de protéines qui a pour fonction de conférer aux tissus une résistance mécanique à l'étirement. Les fibres de collagène d'une lamelle ont une orientation constante. En revanche, les fibres de deux lamelles adjacentes sont toujours orientées dans des directions opposées. Cette alternance a pour effet de renforcer le système et d'offrir une résistance aux forces de torsions que subissent les os.

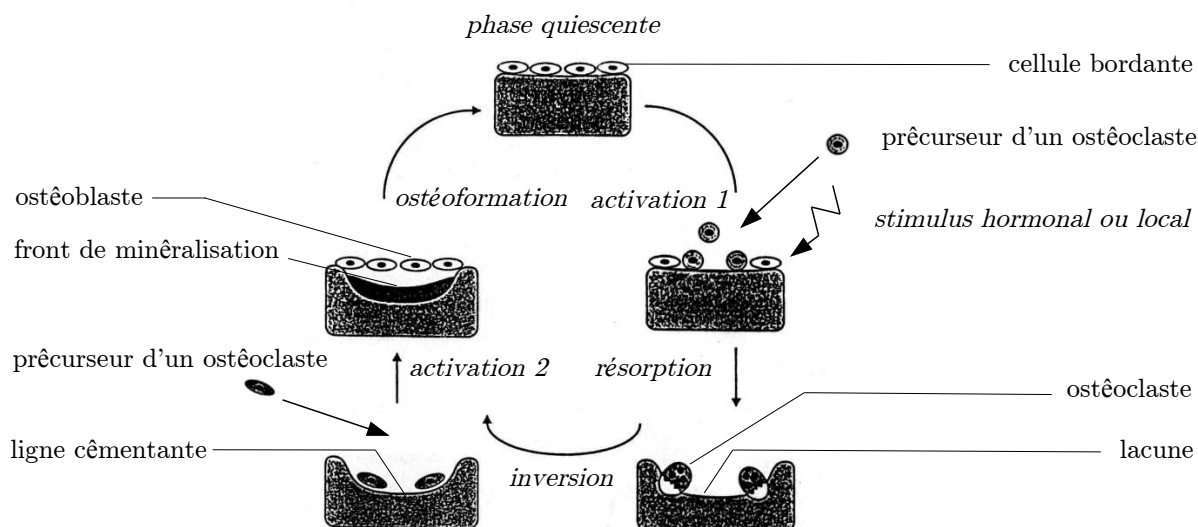


**Figure 1.6** – *Architecture de l'os fémoral.*

#### 1.2.4.2 Remodelage osseux

L'os est en permanence soumis à un processus de renouvellement et de réparation appelé remodelage osseux. Ce phénomène a lieu aussi bien dans l'os trabéculaire que dans l'os cortical. L'objectif de ce remodelage est de détruire l'os ancien et endommagé pour le remplacer par un nouvel os sain. Cette activité de remodelage donne naissance aux travées osseuses dans l'os trabéculaire et aux ostéons dans l'os cortical. Le remodelage osseux, illustré par la figure 1.7 [Follet 03], se déroule selon une chronologie bien précise et présente cinq phases d'action.

Lors de la première phase du remodelage osseux (activation 1), des cellules bordantes (cellules aplaties dont la principale fonction serait d'assurer la communication entre l'environnement cellulaire et la matrice osseuse) seraient capables de percevoir un signal d'initiation qui pourrait être de nature hormonale ou relever d'un stimulus mécanique. La captation de ce signal conduirait à la dégradation de la fine couche de matrice osseuse



**Figure 1.7** – Description du processus de remodelage osseux.

non minéralisée située sous les cellules bordantes, et à la venue de cellules précurseurs des ostéoclastes. La seconde phase du remodelage osseux (résorption) débute par l'activation des précurseurs des ostéoclastes présents dans la moelle osseuse. Cette activation conduit à leur *différenciation*<sup>1</sup> en ostéoclastes. Les cellules ostéoclastiques résorbent l'os ancien et forment la lacune. Lors de la troisième phase (inversion), la surface osseuse est libérée par les ostéoclastes. Elle correspond au fond de la lacune, appelée ligne cémentante. Cette ligne cémentante est riche en éléments qui activeraient les ostéoblastes. La quatrième phase (activation 2) correspond donc au recrutement des ostéoblastes au fond de la lacune. Ils comblent cette dernière en apposant une nouvelle matrice osseuse non minéralisée. La dernière phase du processus (ostéoformation) correspond à la minéralisation de la nouvelle matrice osseuse ce qui lui confère sa solidité. Une fois le remodelage osseux achevé, les ostéoblastes laissent la place aux cellules bordantes qui vont recouvrir la surface osseuse et demeurer *quiescentes*<sup>2</sup>, jusqu'à une prochaine activation des ostéoclastes.

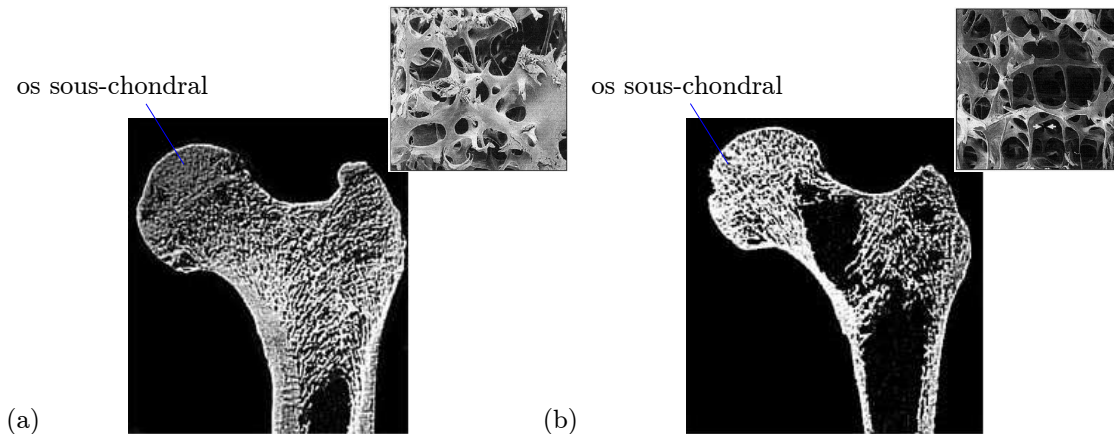
### 1.2.4.3 Ostéoporose

Le processus de remodelage osseux peut être perturbé. Une pathologie nommée ostéoporose peut affecter l'architecture osseuse. La maladie résulte du déséquilibre entre la formation et la résorption osseuse. Un déficit de formation osseuse, lié à une diminution de la prolifération des ostéoblastes et à une activité dominante des ostéoclastes, engendre une fragilisation du squelette. Les figures 1.8 (a) 1.8 (b) présentent respectivement des radiographies d'un os sain et d'un os ostéoporotique. La densité des travées osseuses au

1. La différenciation cellulaire est un concept de biologie du développement décrivant le processus par lequel les cellules se spécialisent en un type cellulaire.

2. Dans le domaine de la biologie, la quiescence est une phase de repos.

sein de l'épiphyse proximale est fortement réduite. La région de l'os sous-chondral (zone située sous le cartilage) reste dense. La perte osseuse peut entraîner une réduction de 35% de la masse osseuse corticale et de 50% de la masse osseuse trabéculaire chez la femme, et de 25% et de 35%, respectivement, chez l'homme.



**Figure 1.8** – Radiographies montrant une architecture osseuse (a) saine et (b) ostéoporotique. Mise en évidence d'une zone sous-chondral dense.

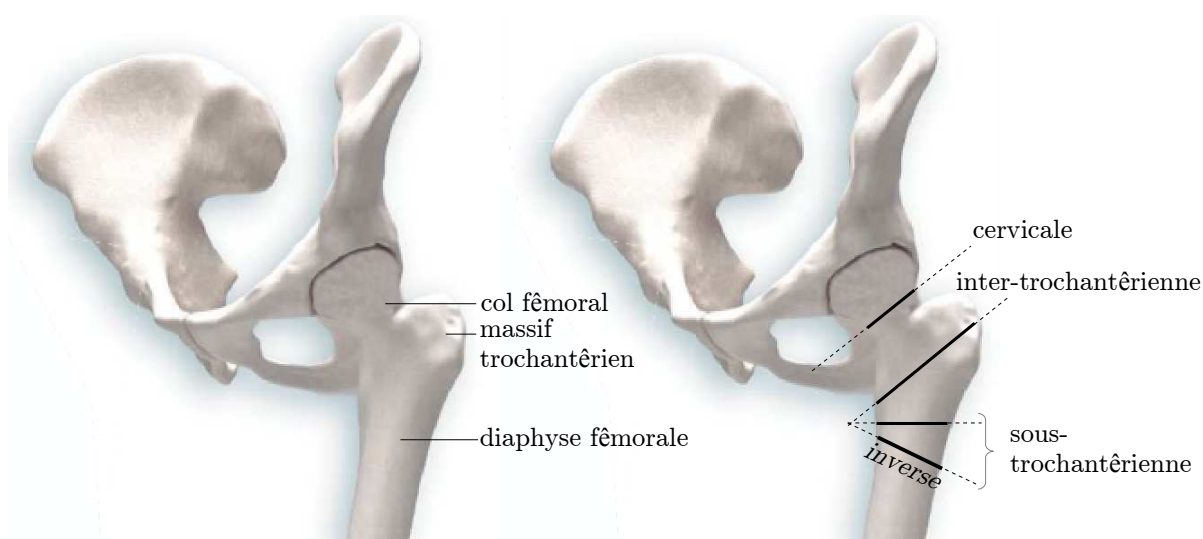
## 1.2.5 Fractures du fémur proximal

### 1.2.5.1 Types de fractures

Les conséquences majeures de l'ostéoporose sont les fractures. On rencontre trois grands types de fractures, à savoir les fractures cervicales, les fractures inter-trochantériennes et les fractures sous-trochantériennes (figure 1.9). Les fractures cervicales et inter-trochantériennes sont présentes dans environ 95% des cas. Parmi ces 95%, 50% sont des cervicales et 50% sont des inter-trochantériennes. Les 5% restant concernent les fractures sous-trochantériennes [Shao 09].

Les fractures cervicales sont situées au niveau du col fémoral. Le trait de fracture peut compromettre la vascularisation de la tête fémorale en affectant les vaisseaux sanguins, qui sont la principale source de l'apport vasculaire de la tête fémorale. Une lésion des vaisseaux sanguins peut provoquer une *nécrose*<sup>3</sup> de la tête fémorale. Un risque de nécrose conduit très souvent un chirurgien à réaliser la pose d'une prothèse totale de hanche (voir paragraphe 1.3.1.1), d'une prothèse intermédiaire de hanche (voir paragraphe 1.3.1.2) ou d'une prothèse céphalique (voir paragraphe 1.3.1.3). Les fractures inter-trochantériennes

3. Une nécrose définit l'arrêt non naturel du fonctionnement d'une ou de plusieurs cellules d'un tissu du corps humain.



**Figure 1.9** – *Les fractures du fémur proximal.*

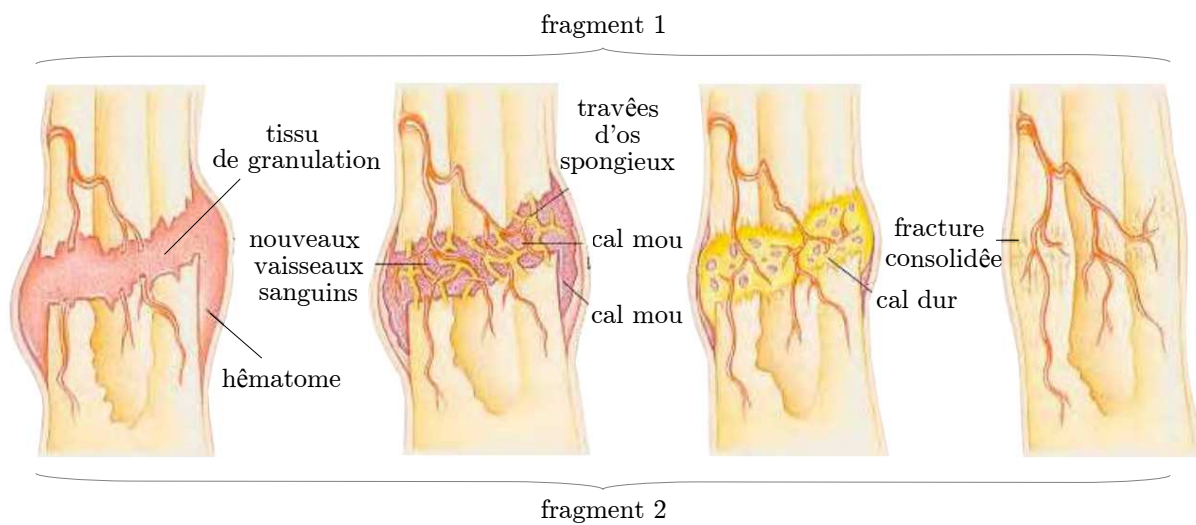
et sous-trochantériennes n'exposent pas la tête fémorale à un risque de nécrose. Le chirurgien applique généralement une technique d'ostéosynthèse (voir paragraphe 1.3.1.4).

#### 1.2.5.2 Consolidation osseuse

Le terme consolidation osseuse, contrairement au terme remodelage osseux, est un processus de réparation du tissu osseux suite à une fracture. La réparation peut être obtenue à l'aide de dispositifs d'ostéosynthèse. Ils permettent de rapprocher et de maintenir ensemble les fragments osseux. On recense deux modes de consolidation osseuse, à savoir, la consolidation osseuse indirecte si un écart existe entre les fragments osseux et la consolidation osseuse directe ou *soudure autogène*<sup>4</sup> s'il existe un contact « parfait » entre les fragments osseux.

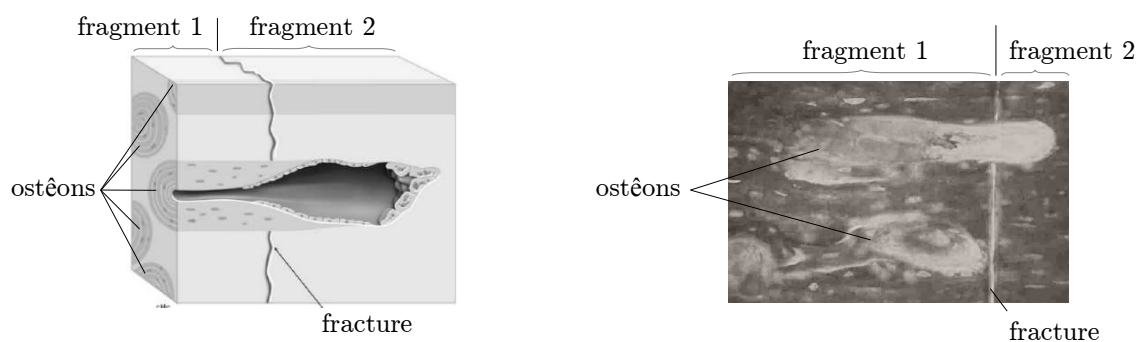
Le processus de **consolidation osseuse indirecte** est illustré par la figure 1.10. Il se réalise en quatre stades : l'hématome, le cal mou, le cal dur puis la consolidation de la fracture. Ce processus recrute des cellules précurseurs, les multiplie, assure leur différenciation en ostéoblastes et ostéoclastes, contrôle la minéralisation, puis le remodelage. Les cellules précurseurs des ostéoclastes et des ostéoblastes migrent vers le foyer de fracture. Elles prolifèrent et se différencient grâce à des facteurs chimiques et physiques. Les facteurs physiques sont les contraintes mécaniques obtenues grâce aux mouvements du foyer de fracture.

4. Une soudure autogène est une soudure qui se développe à l'aide de ses propres éléments, sans aide extérieur.



**Figure 1.10** – Consolidation osseuse indirecte [François Genêt, cours DES, CHU de Garches].

Le processus de **consolidation osseuse directe** présente un déroulement différent. Il s'agit de la cicatrisation de contact entre deux surfaces osseuses bien vascularisées. Si le contact inter-fragmentaire est rendu parfait, la consolidation osseuse ne passe pas par le stade de cal mou. Les « têtes foreuses » des ostéons qui forment l'os cortical vont traverser directement le foyer de fracture, d'une corticale à l'autre (figure 1.11). Les ostéons agissent alors comme des chevilles fixant directement le foyer de fracture. Il ne s'agit donc pas d'un processus de cal mais de remodelage.



**Figure 1.11** – Consolidation osseuse directe, les « têtes foreuses » des ostéons traversent directement le foyer de fracture [Meyrueis 04a].



## 1.3 Traitement des fractures du fémur proximal

### 1.3.1 Dispositifs chirurgicaux

Les fractures du fémur proximal sont traitées à l'aide de dispositifs chirurgicaux sélectionnés en fonction du siège de la fracture.

#### 1.3.1.1 Prothèse totale de hanche

La fracture cervicale du fémur proximal associée à de l'arthrose est la principale cause de la pose d'une prothèse totale de hanche. L'arthrose est l'usure des cartilages qui sont les surfaces lisses de glissement recouvrant l'extrémité des os. Il s'agit d'un phénomène de vieillissement de l'articulation.

Une prothèse totale de hanche est composée d'une cupule et d'un ensemble fémoral. Chacun de ces sous-ensembles peut être soit monobloc soit modulaire [Grandjean 13]. Les prothèses les plus utilisées sont constituées d'une cupule composée d'un métal back et d'un insert, d'un ensemble fémoral composée d'une tête prothétique et d'une tige fémorale (figure 1.12). Le métal back est une demi-sphère de métal en acier inoxydable austénitique (316L ou 316LN), en alliage de titane (Ti6Al4V) ou cobalt-chrome (CoCr), encastrée dans la cavité de l'os coxal qui reçoit la tête fémorale. Un insert en polyéthylène, métal ou céramique, est logé à l'intérieur de cette demi-sphère. L'ensemble métal back-insert est appelé cotyle. La tige fémorale est la partie métallique insérée dans l'extrémité supérieure du fémur. Cette tige supporte à son extrémité la tête prothétique (en céramique, inox ou cobalt-chrome) logée dans l'insert. La tige fémorale est soit fixée par du ciment (prothèse cimentée), soit fixée solidement par impaction.

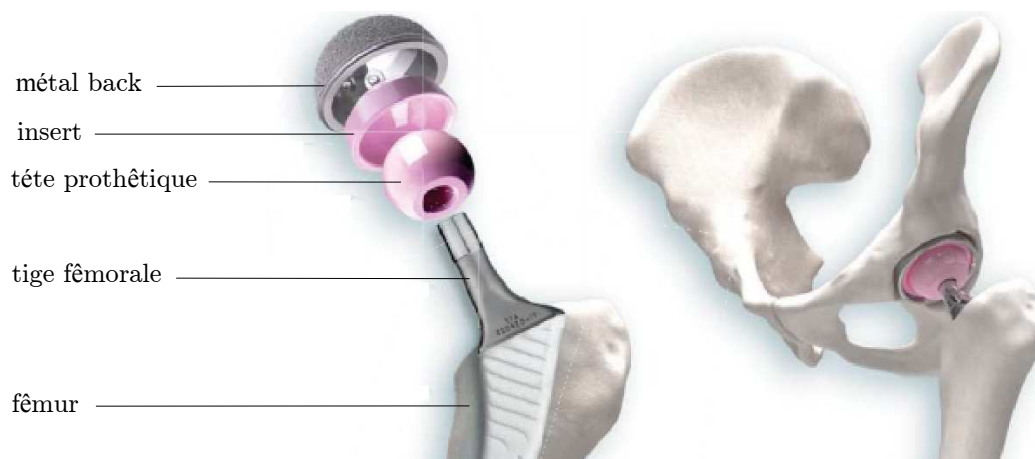


Figure 1.12 – Prothèse totale de hanche.

### 1.3.1.2 Prothèse intermédiaire de hanche

Dans le cas d'une fracture cervicale vraie, lorsque le patient n'est pas atteint d'arthrose, la prothèse intermédiaire de hanche remplace l'extrémité supérieure du fémur (figure 1.13). Cette prothèse remplace partiellement l'articulation coxo-fémorale. Une tige fémorale est fixée dans l'extrémité supérieure du fémur, une articulation à l'intérieur de la prothèse (de type rotule), entre la tête fémorale et la cupule mobile, est créée.



Figure 1.13 – Prothèse intermédiaire de hanche.

### 1.3.1.3 Prothèse céphalique

De même que la prothèse intermédiaire de hanche, la prothèse céphalique remplace uniquement l'extrémité supérieure du fémur (figure 1.14). En revanche, la tête fémorale est solidaire de la tige métallique implantée dans l'os du fémur. Il s'agit d'une prothèse monobloc. Elle expose parfois à une usure du cartilage, pouvant entraîner des douleurs lors de la marche. Dans certains cas, il est nécessaire de ré-opérer le patient afin de remplacer cette prothèse céphalique par une prothèse totale de hanche pour soulager les douleurs.



Figure 1.14 – Prothèse céphalique.



#### 1.3.1.4 Ostéosynthèse

L'ostéosynthèse est une technique médicale conservatrice. Elle a pour but de conserver le capital osseux et d'obtenir la consolidation osseuse. Différentes techniques d'ostéosynthèse permettent de fixer les fractures du fémur proximal par voie intra-médullaire (à l'intérieur de la diaphyse fémorale) ou par voie extra-médullaire (en dehors de la diaphyse).

L'expertise des chirurgiens détermine le type d'implant le plus adapté au type de fracture rencontrée. Le choix de la technique est par ailleurs souvent basé sur les habitudes du chirurgien. Après avoir sélectionné le type d'implant, la taille de l'implant est déterminée à partir d'une ou plusieurs radiographies, en fonction de l'angle céphalique. Ce dernier est l'angle formé par l'axe anatomique de la diaphyse fémorale et l'axe anatomique du col fémoral, dans le plan frontal. Il est généralement compris entre  $115^\circ$  et  $135^\circ$  (voir tableau 1.1). La taille de l'implant dépend également de la longueur du col fémoral.

Les dispositifs sont généralement en acier inoxydable de type 316LVM ou en titane de type Ti6Al4V. Ce sont des *matériaux biocompatibles*<sup>5</sup> qui allient une bonne résistance à la corrosion et de bonnes propriétés mécaniques. Les modules d'élasticité de l'acier inoxydable et du titane sont respectivement de  $E_{inox} \approx 200$  GPa et  $E_{titane} \approx 110$  GPa. Le module d'élasticité du titane est plus faible que celui de l'acier inoxydable et donc plus proche de celui des structures osseuses  $E_{cortical} \approx 20$  GPa. On peut penser que la capacité d'un implant à se déformer sous de faibles contraintes permet de stimuler mécaniquement la matrice osseuse et ainsi favoriser la consolidation osseuse. Cependant, c'est l'association des propriétés mécaniques et des caractéristiques dimensionnelles d'un implant qui détermine la stimulation osseuse.

#### Les implants intra-médullaires

Les clous GAMMA, IMHS (Intramedullary Hip System), PFN (Proximal femoral nail), ou encore PFNA (Proximal Femoral Nail Antirotation) sont des implants intra-médullaires. Ces implants jouent le rôle d'une attelle interne qui contrôle sans les empêcher les mouvements des fragments osseux.

---

5. Un matériau est dit biocompatible lorsqu'il est capable de remplir sa fonction sans effets adverses sur l'environnement biologique dans lequel il est appelé à fonctionner.

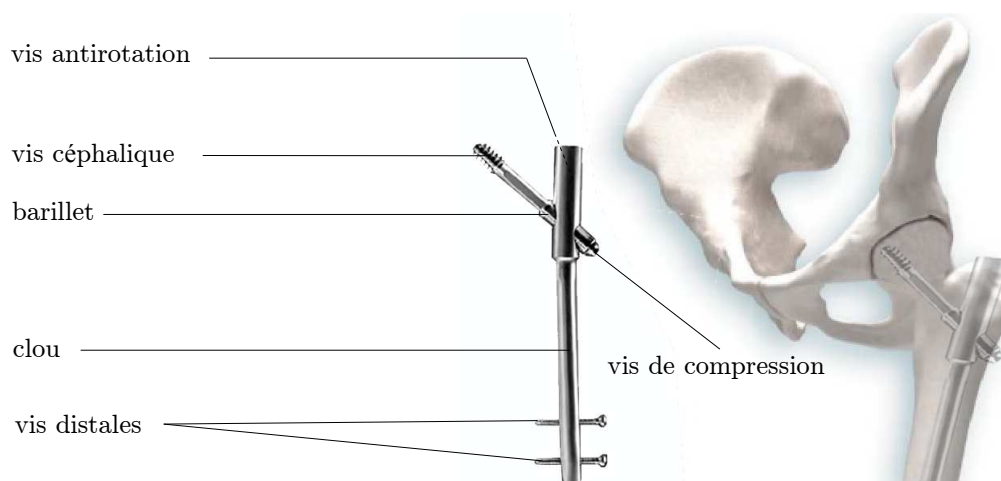
Le clou GAMMA (figure 1.15) est constitué d'un clou, d'une vis céphalique, d'une vis antirotation et d'une vis distale. Le clou se positionne dans le *canal médullaire*<sup>6</sup> et la vis céphalique s'insère dans le col fémoral à travers le clou. La vis céphalique est en liaison glissière avec le clou grâce à une vis antirotation qui interdit la rotation de la vis céphalique par rapport au clou. La vis distale se positionne à travers un trou oblong et permet selon sa position de figer ou d'autoriser le mouvement vertical du clou. Le choix de la position de la vis distale est réalisé par le chirurgien. Ce dernier s'oriente vers un verrouillage du clou dit statique (la vis distale est positionnée dans la partie haute du trou oblong) dans le cas d'une fracture inter-trochantérienne, la compression du foyer de fracture est alors obtenue par translation de la vis céphalique dans le clou. Le chirurgien préfère un verrouillage distal dit dynamique (la vis distale est positionnée dans la partie basse du trou oblong) dans le cas d'une fracture sous-trochantérienne, la compression est réalisée dans l'axe anatomique de la diaphyse fémorale.



**Figure 1.15** – GAMMA *nail*.

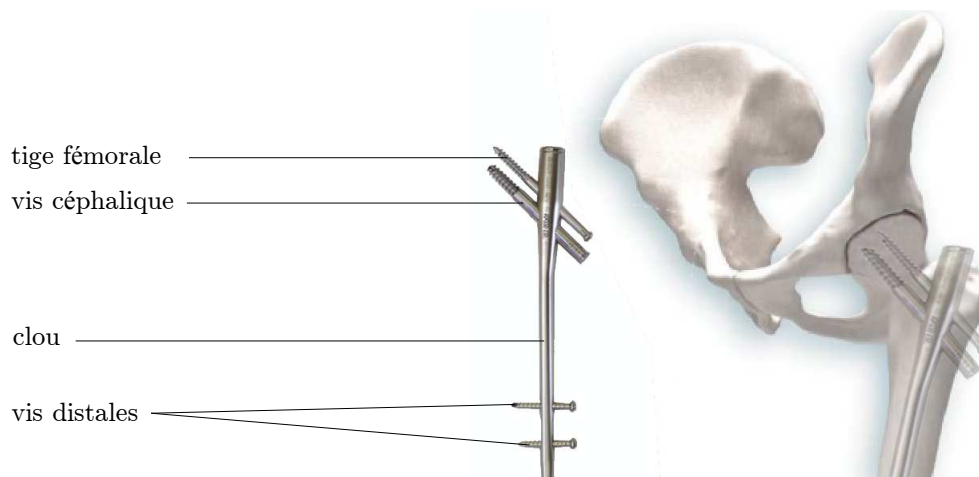
Le clou IMHS (figure 1.16) est un dispositif proche du clou GAMMA. Ce dernier est équipé d'un « barillet » qui permet d'augmenter la surface de glissement de la vis céphalique dans le clou. Cette caractéristique permet d'augmenter les chances d'obtenir une bonne compression des fragments osseux dans le cas de la fracture inter-trochantérienne. De plus, une vis de compression permet de rapprocher les fragments osseux lors de l'acte chirurgical.

6. Le canal médullaire est une cavité cylindrique qui se trouve à l'intérieur de la diaphyse fémorale.



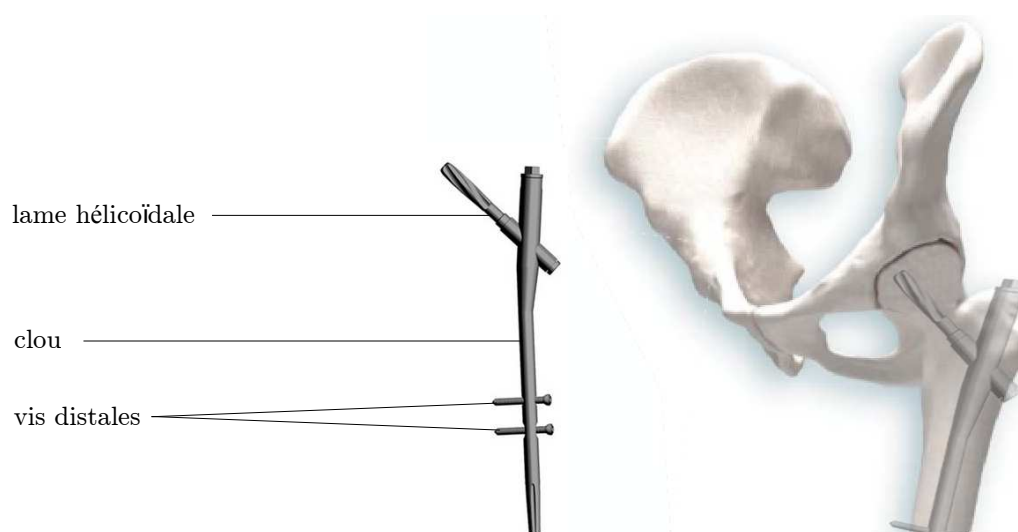
**Figure 1.16** – IMHS (*Intramedullary Hip Screw*).

Également proche du clou GAMMA, le clou PFN (figure 1.17) présente une vis céphalique et une tige fémorale, insérées à travers deux ouvertures distinctes du clou dans le col fémoral. C'est l'association de la vis céphalique et de la tige qui empêche toute rotation du fragment osseux proximal dans le cas d'une fracture inter-trochantérienne.



**Figure 1.17** – PFN (*Proximal Femoral Nail*).

Enfin, le clou PFNA (figure 1.18) présente une lame hélicoïdale. Cette dernière est insérée dans le col fémoral à l'aide d'un marteau. La lame est verrouillée sur le clou pour empêcher la rotation de la lame et de la tête fémorale. L'os trabéculaire est compacté et permet un meilleur maintien de la lame. Du ciment peut être introduit à travers la lame ce qui augmente sa tenue dans la tête fémorale.



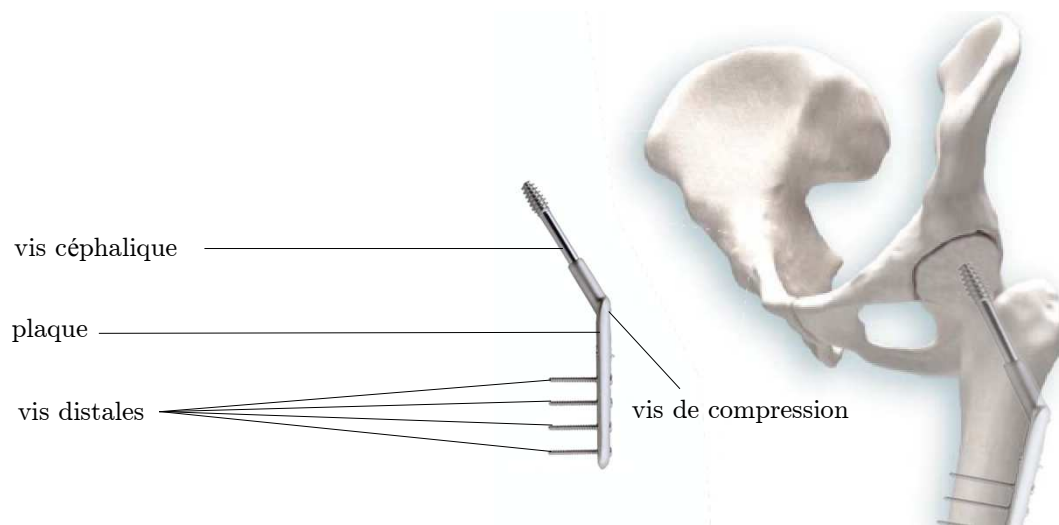
**Figure 1.18** – PFNA (*Proximal Femoral Nail Antirotation*).

### Les implants extra-médullaires

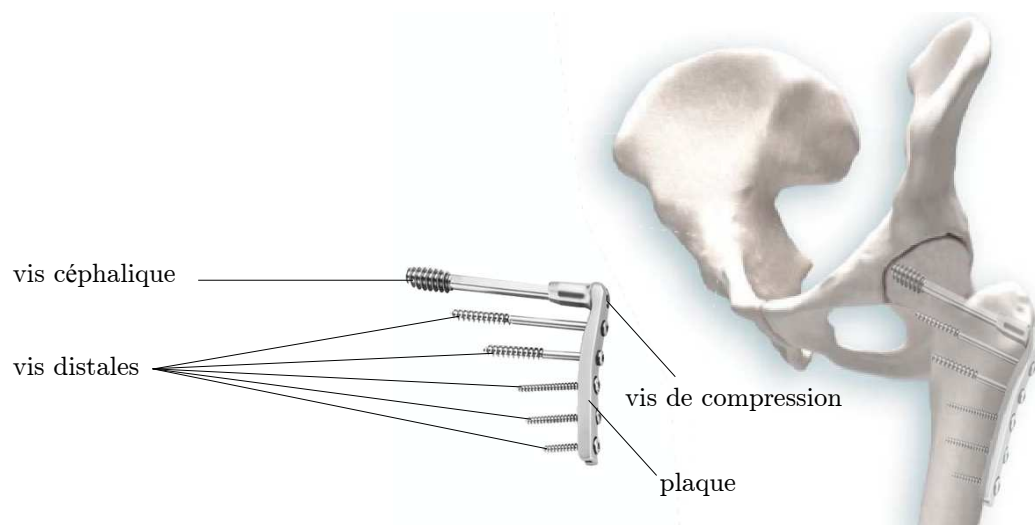
Des plaques peuvent être utilisées pour traiter les fractures du fémur proximal. Les plaques DHS ou DCS sont des implants extra-médullaires. Comme les implants intra-médullaires, leur principal objectif est la consolidation osseuse. Ces implants sont positionnés sur la face latérale de la diaphyse fémorale.

La plaque DHS (figure 1.19) est constituée d'une plaque, d'une vis céphalique, d'une vis de compression et de plusieurs vis distales. La vis céphalique est insérée dans le col fémoral. La plaque est ensuite fixée sur la face latérale de la diaphyse fémorale. La vis est en liaison glissière avec la plaque. Une ou plusieurs vis distales permettent de fixer la plaque sur la diaphyse fémorale. La vis de compression permet de rapprocher les fragments osseux dans le cas de la fracture inter-trochantérienne.

La plaque DCS (figure 1.20) est initialement conçue pour les fractures du fémur distal. Elle peut cependant être utilisée dans le cas de fracture du fémur proximal. Elle diffère de la plaque DHS de par l'orientation de la vis céphalique.



**Figure 1.19** – DHS (*Dynamic Hip Screw*).

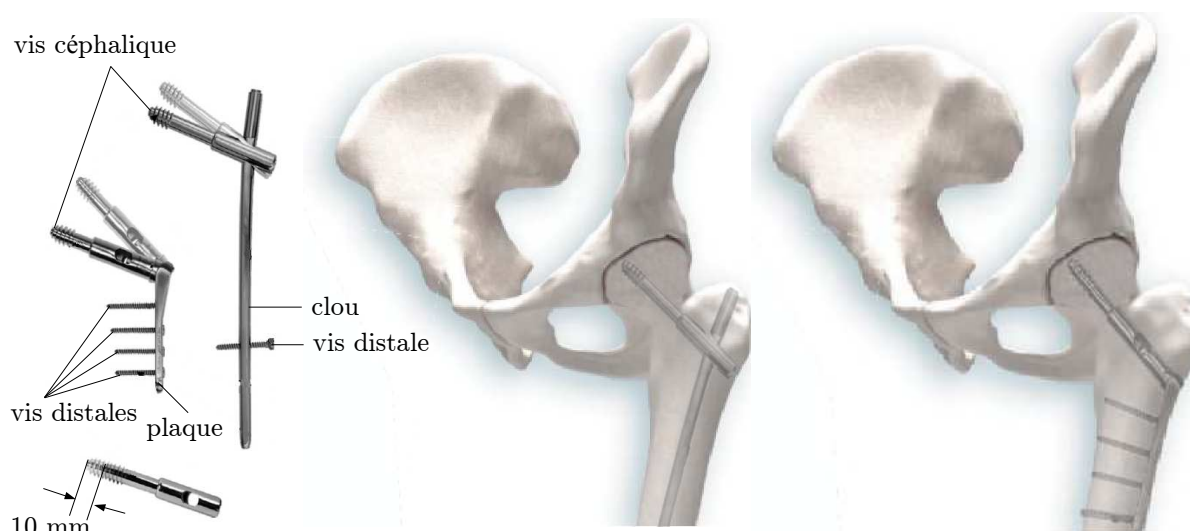


**Figure 1.20** – DCS (*Dynamic Condylar Screw*).

L'ensemble des implants intra ou extra-médullaires présentent plusieurs options d'angle céphalique qui permettent au chirurgien de choisir l'implant adapté à la morphologie du patient. Plusieurs longueurs de vis ou de lame céphalique sont disponibles en fonction de la longueur du col fémoral.

### L'implant intra ou extra médullaire

L'implant BCM-SYSTEM (figure 1.21) est un dispositif particulier. Il est adaptable à l'intérieur ou à l'extérieur de l'os. Ce dernier est constitué d'une vis céphalique, un clou ou une plaque, et plusieurs vis distales. La vis céphalique s'insère dans le col fémoral puis soit un clou est positionné à travers la vis céphalique dans la diaphyse fémorale, soit une plaque est adaptée à la tête de la vis céphalique. Le chirurgien peut choisir la technique d'implantation la plus adaptée au type de fracture rencontré, avec un seul et même implant. La vis céphalique est expansible sur une course de 10 mm. Cependant, elle est limitée en termes de glissement, la compression du foyer de fracture inter-trochantérienne n'est pas possible.



**Figure 1.21** – BCM-SYSTEM.

Le tableau 1.2 regroupe l'ensemble des références existantes pour chacun des implants présentés précédemment. La diminution de ce nombre de références est un enjeu important d'un point de vue économique pour les fabricants et organisationnel pour les hôpitaux.

implants	clous ou plaques	vis céphaliques ou lame	tiges fémorales	références
GAMMA	[120° ; 125° ; 130°]	[70-120], pas 5 mm	×	33
IMHS	[130° ; 135°]	[50-140], pas 5 mm	×	36
PFN	[125° ; 130° ; 135°]	[55-100], pas 5 mm	[80-120], pas 5 mm	270
PFNA	[125° ; 130° ; 135°]	[80-120], pas 5 mm	×	27
DHS	[130° ; 135° ; 140° ; 145° ; 150°]	[50-145], pas 5 mm	×	100
DCS	[95°]	[50-145], pas 5 mm	×	20
BCM-SYSTEM	[115° ; 130°] ou [125° ; 145°]	vis réglable sur 10 mm	×	4

**Tableau 1.2** – Récapitulatif du nombre total de références des implants.

La figure 1.22 correspond à un exemple concret de stock de vis céphaliques, de vis de verrouillage distal, et de clous de différentes longueurs présent dans un bloc opératoire pour l'implantation d'un clou GAMMA long. Ce type de clou est utilisé dans le cas des fractures qui s'étendent vers la diaphyse.



**Figure 1.22** – Stock de pièces nécessaires dans un bloc opératoire pour l'implantation d'un clou GAMMA long.

### 1.3.2 Cas de défaillance des dispositifs

Les différents dispositifs d'ostéosynthèse permettent la plupart du temps d'obtenir la consolidation osseuse. Cependant on assiste parfois à des complications. Ces complications peuvent être liées à une mauvaise *réduction anatomique*<sup>7</sup>, un mauvais choix d'implant, une défaillance ou un mauvais positionnement du matériel. Les complications sont d'ordre biologique ou mécanique.

#### Pseudarthrose

La pseudarthrose (absence complète de consolidation d'une fracture) est un risque de complication. Elle est soit hypertrophique soit hypotrophique. La pseudarthrose hypertrophique est caractérisée par la présence d'un cal osseux, bien visible radiologiquement, mais avec un trait de non consolidation. La pseudarthrose hypotrophique est par contre caractérisée par une absence de cal osseux et une mobilité anormale entre les deux fragments osseux qui n'ont pas consolidés. Les causes de pseudarthrose sont multiples. Elles peuvent être expliquées par des mouvements trop importants du foyer de fracture, un défaut de réduction anatomique ou un défaut de vascularisation.

7. La réduction anatomique est l'étape de rapprochement des fragments osseux lors de l'acte chirurgical.



### Migration intra-pelvienne

Le terme migration intra-pelvienne est associé à une migration de la vis céphalique au niveau de la tête fémorale [Flint 10]. La vis céphalique perfore la tête du fémur (figure 1.23).

### Cut-out

Le cut-out définit l'effraction supérieure d'un clou par balayage de la tête fémorale [Hesse 04]. Le positionnement de la vis céphalique est très important pour limiter le risque de cut-out. Elle doit être suffisamment longue pour obtenir une bonne prise dans l'os sous-chondral de la tête du fémur, plus dense. Selon [Baumgaertner 95], le risque de « balayage » de la vis céphalique augmente avec la distance entre la pointe de la vis céphalique et le sommet de la tête fémorale.

### Rupture du matériel

La rupture du matériel est rare mais quelques cas existent [Álvarez 04, Randle 99]. Dans le cas du clou GAMMA, la zone de connection entre le clou et la vis céphalique est particulièrement sollicitée. Cette zone est soumise à des contraintes de type flexion. Il est possible que l'implant cède au niveau de cette connection (figure 1.24 (a)). L'implant peut également rompre au niveau de l'extrémité distale du clou. Cette dernière peut rompre par fatigue (figure 1.24 (b)) [Rockwood 10]. En ce qui concerne les implants extra-médullaires, le bras de levier entre la vis céphalique et la plaque fixée sur la face latérale du fémur est important. La plaque est fortement contrainte en flexion. Les vis distales peuvent rompre sous la charge imposée (figure 1.24 (c)) ou être arrachées de la diaphyse fémorale (on parlera de désassemblage du matériel).

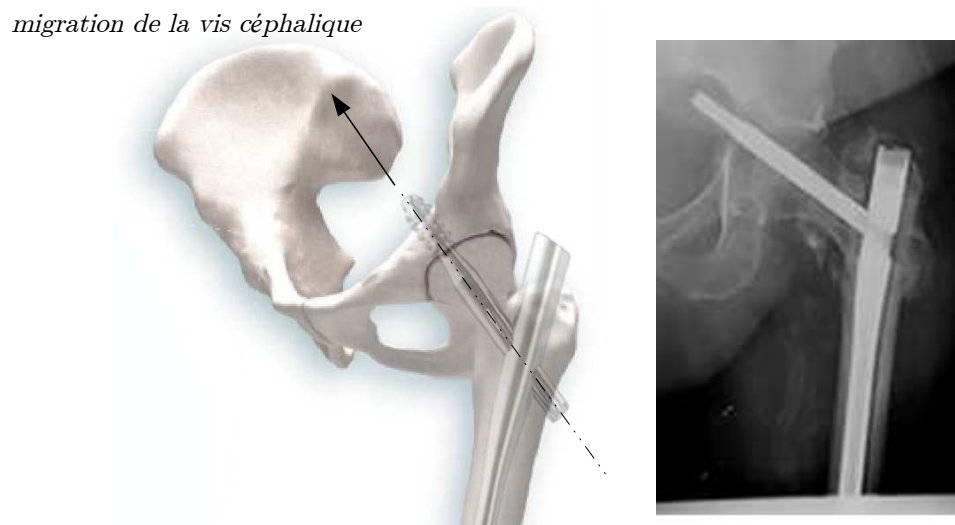
### Fracture diaphysaire

Une fracture diaphysaire peut survenir après la pose d'un implant intra-médullaire ou extra-médullaire. La nouvelle fracture est située au niveau de la diaphyse sous le dispositif. L'association des raideurs de l'os et du dispositif est déterminante. Un matériel trop raide par rapport au fémur peut être la cause de fracture diaphysaire.

### Médialisation diaphysaire

Les fractures sous-trochantériennes inverses (voir figure 1.9) sont particulièrement difficiles à traiter car elles sont instables au sens clinique. Les forces tendent à séparer les fragments osseux. Le dynamisme de la vis céphalique par rapport au clou ou à la plaque devient alors problématique. Les contraintes au niveau de la fracture sont associées à du cisaillement. La vis céphalique migre latéralement avec le fragment proximal du fémur. Le fragment distal migre médialement. On parle de médialisation diaphysaire (figure 1.25) [Haidukewych 09]. L'utilisation d'un implant intra-médullaire permet de limiter le risque de médialisation diaphysaire. En effet, la partie proximale d'un clou agit comme rempart [Chou 11].

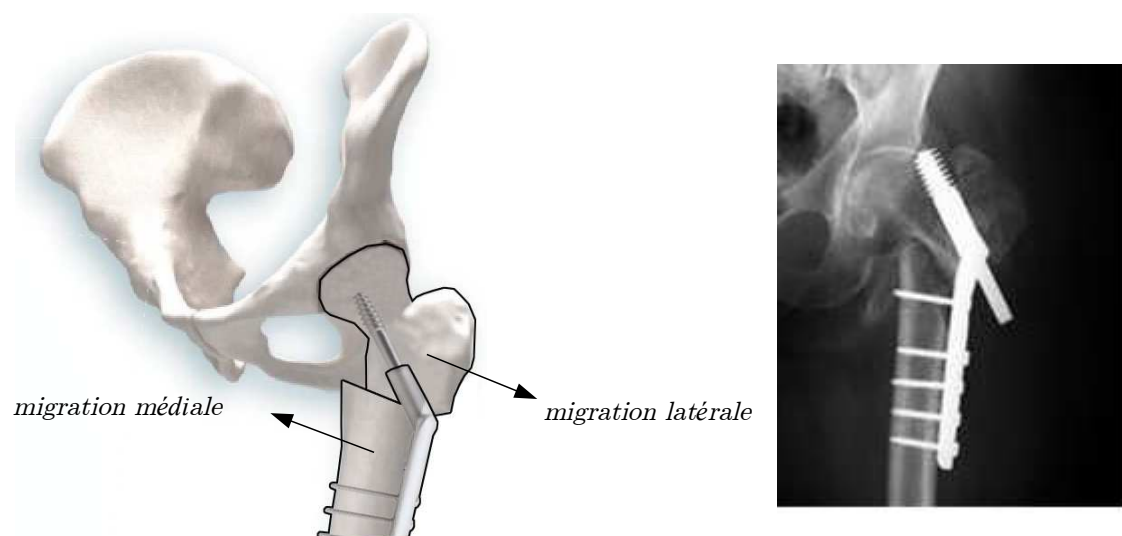




**Figure 1.23** – Perforation de la tête fémorale par la vis céphalique du clou GAMMA.



**Figure 1.24** – Cas de rupture (a) et (b) du clou GAMMA et (c) de la plaque DHS.



**Figure 1.25** – Médialisation diaphysaire dans le cas d'une fracture sous-trochantérienne inverse fixée par un implant DHS.

## 1.4 Conclusion du premier chapitre

Ce premier chapitre met en évidence que de nombreux dispositifs d'ostéosynthèse permettent de traiter les fractures du fémur proximal. Les techniques actuellement employées consistent à stabiliser la fracture soit par des clous insérés dans le canal médullaire, soit par des plaques vissées sur l'os. Une ou des vis dites céphaliques ou autres dispositifs orientés selon l'axe du col fémoral sont utilisés pour stabiliser la tête du fémur. Enfin, une ou plusieurs vis dites distales permettent de reprendre les efforts au niveau de la diaphyse fémorale.

Les deux implants les plus utilisés actuellement sont le clou GAMMA et la plaque DHS. De nombreux chirurgiens considèrent que ces types d'implant permettent la reprise d'appui immédiate et conduisent à un bon taux de consolidation. L'angulation entre le col fémoral et la diaphyse présente une forte variabilité par rapport à la morphologie individuelle, au sexe et à l'âge. Cela conduit actuellement à une multiplication du nombre de références d'implants présent dans chaque hôpital pour permettre le traitement en urgence de ce type de fracture. Il semble donc intéressant de développer des implants s'adaptant à la variabilité inter-individuelle de l'angle céphalique.

Le stockage des implants présente un coût non négligeable pour les fabricants. La modularité d'un implant peut constituer une solution pour la réduction de ces frais. Aujourd'hui, seul l'implant BCM SYSTEM se distingue des autres technologies grâce à son adaptabilité intra ou extra-médullaire. Cependant, nous n'avons pas connaissance de l'utilisation de cet implant dans les hôpitaux. Les chapitres suivants s'attacheront à présenter un nouvel implant permettant de s'adapter à toutes morphologies. Au préalable, un ensemble d'outils numériques et expérimentaux sont présentés. Ces derniers nous permettront d'appuyer les choix de conception.

# 2

## Outils numériques et expérimentaux

### Sommaire

<b>2.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>31</b>
<b>2.2</b>	<b>Moyens numériques</b>	<b>32</b>
<b>2.3</b>	<b>Moyens expérimentaux</b>	<b>34</b>
2.3.1	Fémur synthétique	34
2.3.2	Machine d'essai de compression de fémurs synthétiques	35
2.3.3	Système de fixation distale	36
2.3.4	Dispositif autonome de compression de fémurs cadavériques	37
2.3.5	Mesures de champs cinématiques	37
<b>2.4</b>	<b>Validation des outils</b>	<b>46</b>
2.4.1	Etude géométrique des fémurs numérique et synthétique	46
2.4.2	Analyse mécanique des fémurs numérique et synthétique sain	48
<b>2.5</b>	<b>Conclusion du deuxième chapitre</b>	<b>52</b>

### 2.1 Introduction

La conception et la validation d'un implant orthopédique s'appuie sur un certain nombre d'outils afin d'étudier le dispositif d'ostéosynthèse proposé pour différents cas de fracture. Dans notre étude, deux approches complémentaires sont menées, une première purement numérique sur un modèle virtuel de fémur (Sawbone, digital 3D Femur, ref. 3908), une

seconde sur un modèle synthétique de fémur de même géométrie que le précédent (Sawbone, ref. 3403).

Les résultats obtenus sont confrontés à ceux issus d'essais cadavériques dans le 4<sup>ème</sup> chapitre de ce mémoire. Les outils permettent d'évaluer les comportements mécaniques du nouvel implant et d'implants existants. Les implants sont testés afin d'estimer leur résistance mécanique dans un environnement osseux fracturé. Les états de contraintes dans les différents implants et fémurs sont calculés.

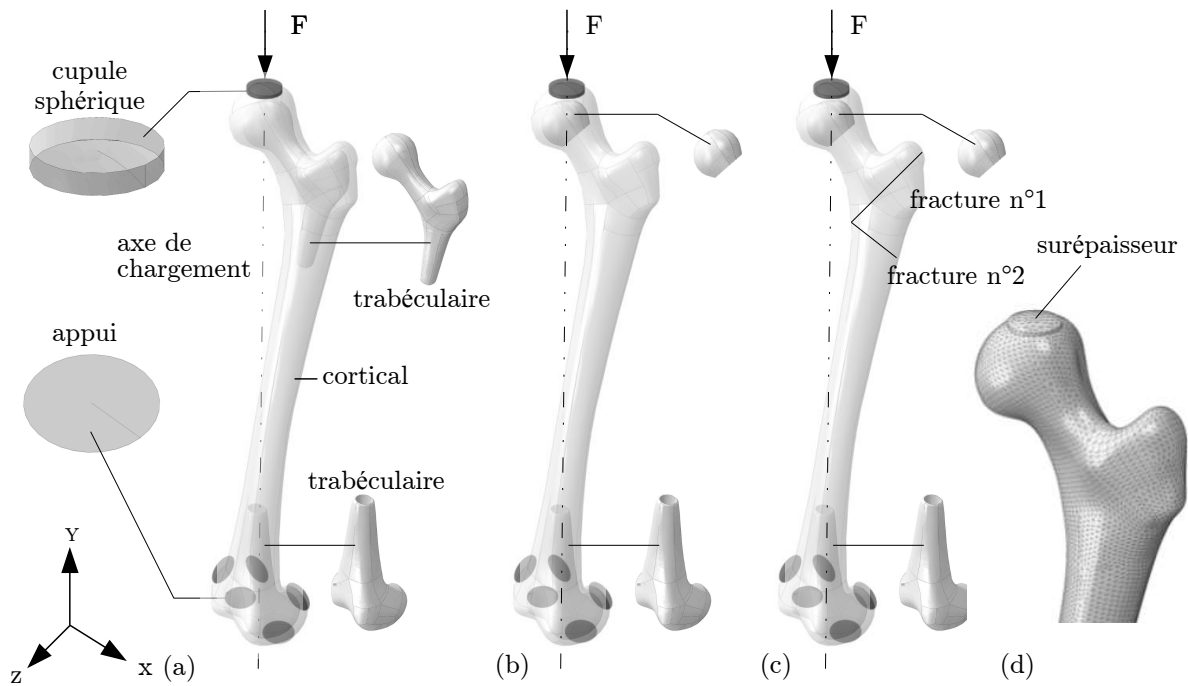
Les deux sous chapitres suivants sont donc consacrés à la présentation de l'ensemble des outils utilisés dans le cadre de ce travail de thèse. Une validation de ces outils est réalisée dans un troisième sous chapitre [2.4](#).

## 2.2 Moyens numériques

L'outil numérique utilisé dans le cadre de ce travail de thèse est le code de calcul par Éléments Finis ABAQUS. Le modèle numérique de fémur correspond au fémur synthétique étudié expérimentalement (présenté dans le paragraphe [2.3.1](#)). Des modèles sont définis afin d'évaluer les comportements mécaniques d'un fémur sain et d'un fémur ostéoporotique. Le modèle de fémur ostéoporotique est ensuite fracturé afin d'étudier le comportement de différents implants.

### Géométrie

Les figures [2.1 \(a\)](#), [2.1 \(b\)](#) et [2.1 \(c\)](#) présentent respectivement les modèles des fémurs sain, ostéoporotique et ostéoporotique fracturé. La mise en position du modèle numérique du fémur est identique dans chaque modèle et correspond à la mise en position expérimentale du fémur synthétique (voir paragraphe [2.3.4](#)). Deux types de fractures sont modélisés à savoir une fracture inter-trochantérienne (fracture n°1) et une fracture sous-trochantérienne inverse (fracture n°2). Le choix de fractures lisses a été retenu. Ce choix permet de se placer dans un cas relativement critique pour lequel la zone fracturée ne peut pas faire rempart lors d'un mouvement de type cisaillement. Les modèles sont constitués de trois solides déformables dont l'un correspond à l'os cortical, les deux autres à l'os trabéculaire (zones des épiphyses proximale et distale). Dans chaque modèle, l'os trabéculaire est encastré à l'os cortical. Dans le cas des modèles de fémur ostéoporotique, l'os trabéculaire de l'épiphyse proximale est réduit. Nous faisons l'hypothèse que l'ostéoporose n'affecte pas l'os cortical ni la partie de l'os trabéculaire située dans la tête fémorale.



**Figure 2.1** – Description des modèles *Éléments Finis* de référence (a) du fémur sain, (b) du fémur ostéoporotique et (c) du fémur ostéoporotique fracturé. (d) Description du maillage du fémur.

### Conditions aux limites

L'épiphyse distale du fémur est articulée à l'aide de cinq appuis de type analytique rigide. Ces derniers sont fixes, perpendiculaires entre eux et tangents au modèle numérique du fémur. Le chargement est réalisé à l'aide d'une cupule sphérique de type analytique rigide. La tête fémorale n'étant pas sphérique, une surépaisseur locale visible sur la figure 2.1 (d) a été ajoutée sur l'os cortical afin de permettre une liaison de type rotule.

### Contacts

Les contacts entre les pièces analytiques rigides et le modèle numérique du fémur sont modélisés par une technique de pénalité et une représentation de type 'maître-esclave'. Il en est de même pour le contact entre les deux fragments osseux dans le cas du modèle du fémur ostéoporotique fracturé. Le coefficient de frottement utilisé entre l'os et les pièces est  $f_1 = 0,3$ . Celui utilisé entre les deux fragments osseux est  $f_2 = 0,3$ .

### Maillage

Les solides correspondant à l'os cortical et l'os trabéculaire sont discrétisés en éléments solides tétraédriques quadratiques modifiés (élément C3D10M). Ces éléments sont recommandés pour la gestion des grandes déformations et du contact. La taille moyenne des éléments est de l'ordre de 2 mm correspondant à un total de 180000 éléments pour l'os cortical (figure 2.1 (d)).

### Lois de comportement de l'os numérique

Des lois de comportement linéaires élastiques isotropes sont implémentées pour l'os cortical et l'os trabéculaire. Les propriétés matériaux ont été assignées selon les spécifications du fabricant du fémur synthétique Sawbone de 4<sup>ème</sup> génération. Ces valeurs sont vérifiées ultérieurement. Les modules de Young  $E$  et les coefficients de Poisson  $\nu$  correspondant à l'os cortical et l'os trabéculaire sont résumés dans le tableau 2.1.

matériaux	module de Young $E$ (MPa)	coefficient de Poisson $\nu$
os cortical	16 350	0,26
os trabéculaire	155	0,3

**Tableau 2.1** – *Propriétés matériaux assignées au modèle numérique du fémur.*

### Résolution du problème

L'approche numérique est quasi statique. Les matériaux sont supposés linéaires élastiques isotropes. Les effets dynamiques ainsi que le comportement visqueux de l'os [Johnson 10] n'étant pas considérés, la vitesse de sollicitation n'a pas d'impact sur la solution.

## 2.3 Moyens expérimentaux

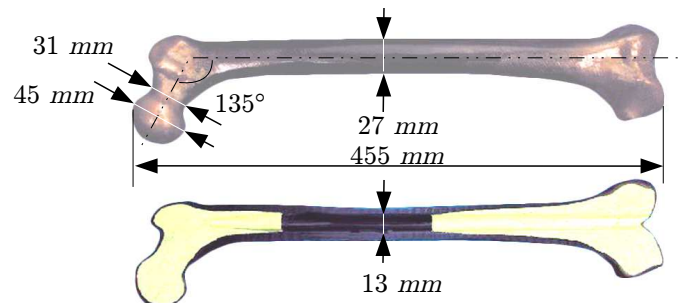
Deux dispositifs expérimentaux sont utilisés pour étudier le comportement mécanique de fémurs synthétiques et cadavériques. L'un des dispositifs est une machine d'essai implantée au sein du laboratoire SYMME, l'autre est une machine fabriquée spécifiquement pour l'étude de spécimens cadavériques en laboratoire d'anatomie.

### 2.3.1 Fémur synthétique

Le modèle de fémur synthétique étudié est acheté à la société SAWBONE. Ce modèle est constitué de fibres de verre et de résine d'époxy. Destiné à l'orthopédie et à l'enseignement médical, cette résine et cet os ont été conçus pour être le plus bio-fidèle possible d'un point de vue géométrique et mécanique. Les caractéristiques dimensionnelles du fémur fournies par la société SAWBONE sont présentées sur la figure 2.2.

En 2008, [Heiner 08] étudie le comportement mécanique de ce fémur synthétique. Des essais de compression, de flexion et de torsion sont réalisés. Les résultats montrent que les raideurs des fémurs sont proches de celles des os naturels d'adultes en bonne santé. Ces modèles de fémurs sont plus accessibles et plus reproductibles que les spécimens cadavériques. Cependant, il faut garder à l'esprit que seuls les modules d'élasticité et

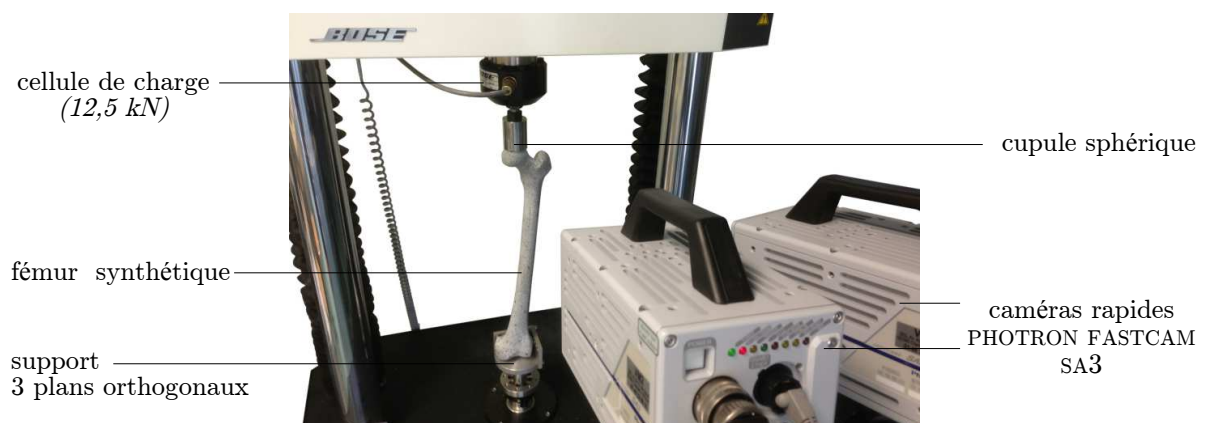
les limites élastiques peuvent être comparables à ceux d'un os sain adulte. Les autres propriétés telles que la friction, la dureté, la résistance en fatigue ou la ténacité ne sont pas prises en compte dans ces analyses comparatives.



**Figure 2.2** – Caractéristiques dimensionnelles du fémur synthétique étudié. Sawbone, ref 3403.

### 2.3.2 Machine d'essai de compression de fémurs synthétiques

La machine d'essai utilisée pour réaliser les essais sur fémurs synthétiques est illustrée dans la figure 2.3. Elle fonctionne sur une plage de fréquence allant de  $10^{-5} \text{ Hz}$  à  $50 \text{ Hz}$  et permet de simuler un cycle comparable à une sollicitation de type marche. La machine est équipée d'une cellule de charge d'une capacité de  $12,5 \text{ kN}$  et autorise une amplitude de mouvement de  $\pm 25 \text{ mm}$ . Deux caméras numériques rapides (Photron FASTCAM SA3) sont positionnées face à la machine d'essai et fournissent une vue stéréoscopique du fémur. Ces caméras sont utilisées afin d'étudier les déplacements sur la surface visible du fémur. Au cours de l'essai, la charge est appliquée sur la tête fémorale au moyen d'une cupule sphérique jouant le rôle de liaison rotule. Le fémur est maintenu distalement par un support à trois plans orthogonaux permettant de définir la direction de l'axe de chargement. Les deux systèmes de fixation ont été dimensionnés à partir de données issues du modèle numérique du fémur correspondant au fémur synthétique.

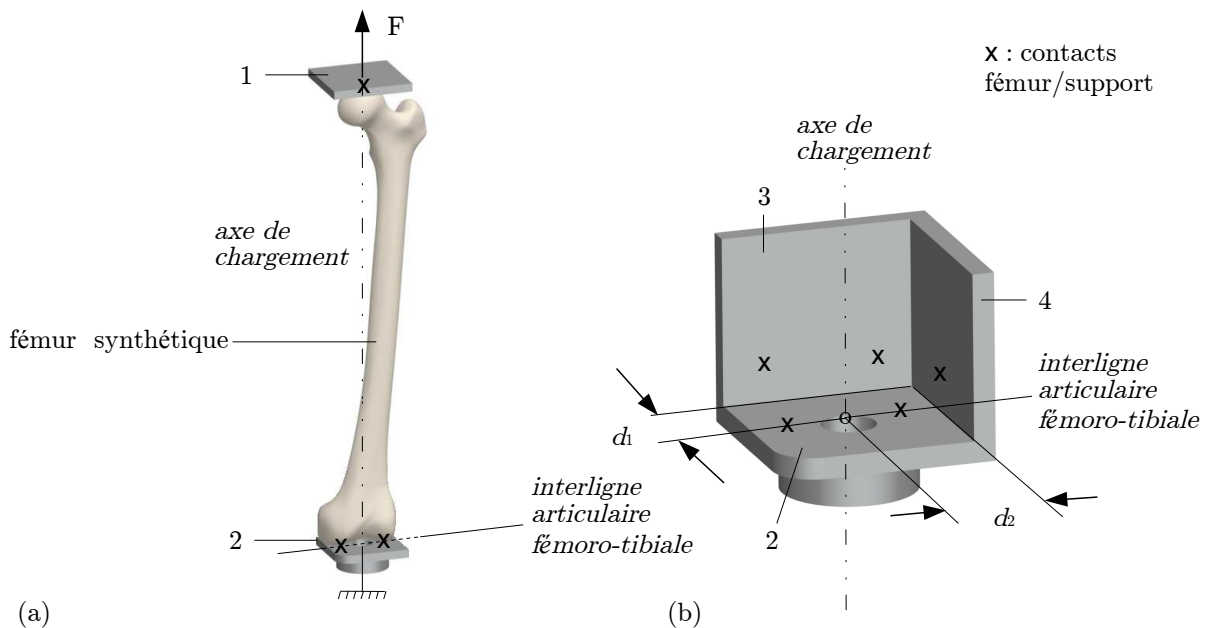


**Figure 2.3** – Montage expérimental utilisé lors des essais sur fémurs synthétiques.

### 2.3.3 Système de fixation distale

Le support à trois plans orthogonaux a été dimensionné pour que l'axe de chargement passe par l'axe mécanique du fémur.

Une analyse réalisée à l'aide de PRO/ENGINEER Mechanism a permis de localiser précisément l'intersection de l'axe de chargement et de l'interligne fémoro-tibiale (figure 2.4 (a)). Pour dimensionner le support, le modèle numérique de fémur synthétique a été importé dans le logiciel. Deux plans (1 et 2) ont été modélisés, une contrainte de parallélisme entre les plans a été définie. Ces plans ont été déclarés comme respectivement tangents à la tête fémorale et aux deux condyles du fémur. Pour définir précisément l'orientation du fémur, une sollicitation de type traction a été appliquée. Ainsi, la distance maximale entre les deux plans parallèles a été obtenue, impliquant l'intersection de l'axe de chargement et de l'interligne articulaire fémoro-tibiale.



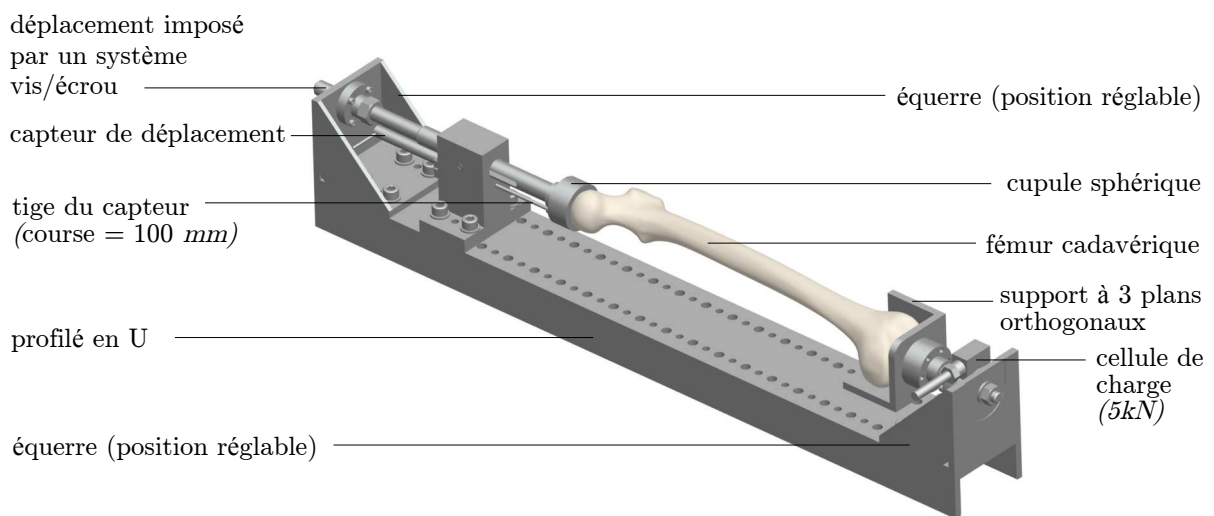
**Figure 2.4** – (a) Mise en position du modèle numérique du fémur. (b) Dimensionnement du support à trois plans orthogonaux.

Le support à trois plans orthogonaux (2, 3 et 4) est défini par deux paramètres  $d_1$  et  $d_2$  (figure 2.4 (b)). Ces paramètres correspondent à la distance entre les plans latéraux 3 et 4 du support et l'axe de chargement du fémur. Le plan latéral 3 du support est tangent aux condyles médial et latéral postérieurs (voir figure 1.3). Le plan latéral 4 du support est tangent à l'épicondyle latéral. Les distances  $d_1$  et  $d_2$  valent respectivement 23,3 mm et 27,7 mm. Ces distances, définies pour la géométrie des fémurs synthétiques sont également utilisées pour les différents fémurs cadavériques.



### 2.3.4 Dispositif autonome de compression de fémurs cadavériques

Un banc de compression 'portable' a été développé (figure 2.5). Il permet de réaliser des essais sur différents sites géographiques, notamment en laboratoire d'anatomie. Ce banc d'essai nous a permis d'étudier le comportement mécanique de fémurs cadavériques sous chargement statique.



**Figure 2.5** – Montage expérimental utilisé lors des essais cadavériques.

Le banc de compression est constitué d'un profilé en U, de deux équerres, d'un capteur de déplacement, d'une cellule de charge et de deux systèmes de fixation pour les liaisons proximale et distale des fémurs. Les positions des deux équerres sur le profilé en U sont réglables en fonction de la longueur du fémur. Au cours de l'essai, la charge est appliquée sur la tête fémorale au moyen d'une cupule sphérique jouant le rôle de liaison rotule. Le fémur est maintenu distalement par le support à trois plans orthogonaux. Un système vis-écrou permet d'appliquer une sollicitation de type compression sur le fémur étudié. La charge est mesurée en fonction du déplacement appliqué à l'aide d'un capteur de force HBM U2B et d'un capteur de déplacement potentiométrique AXOM WA T. La fréquence d'acquisition du système HBM QUANTUM est réglée à 1 Hz.

### 2.3.5 Mesures de champs cinématiques

La quantification des mouvements relatifs des fragments osseux fracturés constitue une étape indispensable si l'on souhaite valider les dispositifs d'ostéosynthèse. Fortement développé en France au milieu des années 90, la technique de corrélation permet à partir d'images numériques prises lors d'essais mécaniques au moyen de caméras ou d'appareils

photos numériques, de déterminer avec une précision pouvant atteindre le centième de pixel, des déplacements locaux à la surface d'échantillons. Pour les résolutions spatiales utilisées dans cette étude, des déplacements de l'ordre du centième de millimètre pourront être mesurés. Le tableau 2.2 rassemble les principales caractéristiques des matériels utilisés dans le cadre de ce travail. L'appareil photographique numérique de type reflex (NIKON D200) offre une simplicité d'utilisation et une résolution correcte en termes de pixels. La caméra numérique rapide (PHOTRON FASTCAM SA3) offre une excellente vitesse d'acquisition. Cette dernière est particulièrement utile dans le cas d'essais dynamiques reproduisant le cycle de la marche. Les caméras AVT présentent des résolutions très élevées et une excellente stabilité en termes de niveaux de gris.

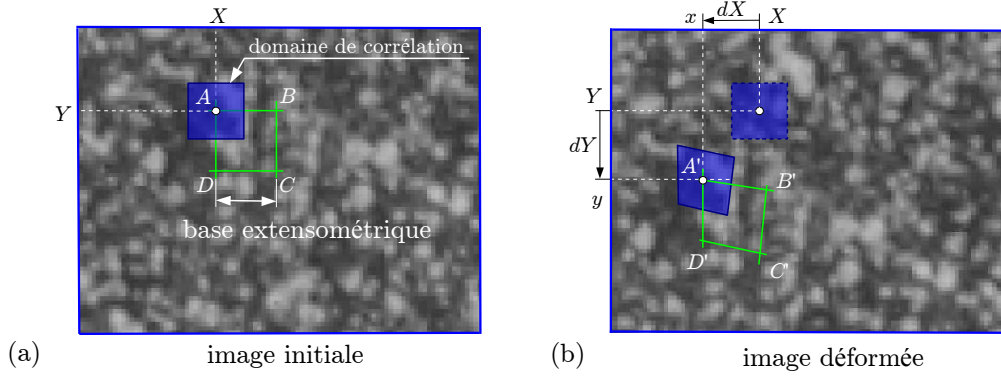
désignation	type	définition (pixels)	capteur	img./s
NIKON D200	Reflex	$3872 \times 2592$	CCD	5
PHOTRON FASTCAM SA3	Caméra	$1024 \times 1024$	CMOS	2000
AVT GE4900	Caméra	$4872 \times 3248$	CCD	2

**Tableau 2.2** – *Principales caractéristiques des caméras et appareils photos numériques utilisées dans le cadre de la thèse.*

### 2.3.5.1 Principe de base de la corrélation d'images numériques

La corrélation d'images numériques permet de mesurer les déplacements bi ou tridimensionnels à la surface d'un objet par analyse d'une séquence d'images acquises à des instants différents lors d'un essai mécanique. Dans le cas de mesures 2D, un appareil photographique ou une caméra rapide est placé perpendiculairement à la surface de l'objet à observer et enregistre les images au cours de l'essai. Une hypothèse de distance constante entre le système de vision et la surface de l'objet est utilisée. La surface devant présenter une texture suffisamment aléatoire et contrastée pour être analysée, un mouchetis à niveaux de gris aléatoires est réalisé sur toute la surface de l'objet étudié. Ce motif est obtenu dans notre cas au moyen de bombes de peinture. La surface est tout d'abord peinte en blanc mat. Des gouttelettes de peinture noire mate sont ensuite pulvérisées sur la surface. Ce mouchetis est disposé quelques minutes avant l'essai, il ne modifie pas le comportement des os testés.

La technique mise en œuvre pour déterminer le champ de déplacements est une méthode d'appariement de pixels par corrélation à partir du logiciel 7D [Vacher 99, Vacher 03, Dumoulin 01, Coudert 05]. Dans cette approche classique, l'image initiale est divisée en éléments carrés formant une grille. La dimension des éléments de cette grille correspond à une base extensométrique (figure 2.6). Suivant les études réalisées dans ce travail, cette dernière varie de  $10 \times 10$  pixels à  $16 \times 16$  pixels. Pour retrouver la grille déformée, on recherche dans l'image déformée en chacun des nœuds de cette grille un motif d'un domaine de corrélation  $\mathcal{D}$  qui soit le plus semblable au motif initial en terme de niveaux de gris (le domaine de corrélation et la base extensométrique peuvent être de tailles différentes). Sur l'image initiale, le domaine de corrélation  $\mathcal{D}$  est un carré centré sur le nœud dont la taille varie également de  $10 \times 10$  pixels à  $16 \times 16$  pixels en fonction de l'étude. Il sera comparé à un quadrilatère quelconque sur l'image déformée. Plusieurs types de coefficient de corrélation sont implémentés dans le logiciel 7D. Celui utilisé dans cette étude s'appuie sur une formulation de type ZNCC. Cette expression tend à minimiser l'impact d'une variation relative de luminosité entre deux images.



**Figure 2.6** – (a) Image initiale avec domaine de corrélation  $\mathcal{D}$  centré sur un nœud  $A$ . (b) Image déformée. Le domaine de corrélation initialement de forme carrée a été successivement déformé afin de trouver le nœud  $A'$  homologue du nœud  $A$  sur l'image initiale.

### Critère ZNCC Zero mean Normalized Cross Correlation

Ce critère est invariant à une valeur additive et multiplicative près des niveaux de gris sur l'un des deux domaines. Il tend vers 1 lorsque les deux motifs sont similaires. Son expression est donnée par l'équation suivante :

$$C = \frac{\sum_{i \in \mathcal{D}} (f(\mathbf{X}_i) - \bar{f}) \times (g(\mathbf{x}_i) - \bar{g})}{\sqrt{\sum_{i \in \mathcal{D}} (f(\mathbf{X}_i) - \bar{f})^2 \times \sum_{i \in \mathcal{D}} (g(\mathbf{x}_i) - \bar{g})^2}} \quad (2.1)$$

$\bar{f}$  et  $\bar{g}$  sont respectivement les niveaux de gris moyens sur les domaines de corrélation de

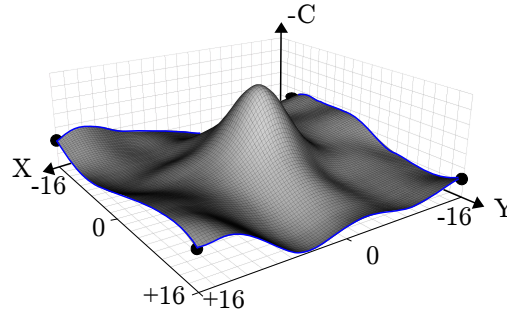
l'image de référence et de l'image à corrélérer. Pour chaque pixel  $i$  du domaine de corrélation  $\mathcal{D}$ , la fonction  $f$  et la fonction  $g$  retournent respectivement la valeur du niveau de gris du pixel de coordonnées  $\mathbf{X}$  dans l'image de référence et  $\mathbf{x}$  dans l'image à corrélérer.

Une surface de corrélation est alors construite en évaluant ce coefficient en différents pixels du domaine de corrélation  $\mathcal{D}$  (figure 2.7) [Pottier 10]. Pour augmenter le niveau de corrélation, ce domaine initialement de forme carré est successivement déformé par application de la transformation mécanique décrivant le déplacement du motif.

Le champ de déplacement de chaque élément de grille est estimé sous une forme bilinéaire :

$$\begin{cases} dX(X, Y) = aX + bY + cXY + d \\ dY(X, Y) = eX + fY + gXY + h \end{cases} \quad (2.2)$$

$a, b, c, d, e, f, g$  et  $h$  représentant 8 paramètres d'approximation des composantes des déplacements  $u(X, Y)$  et  $v(X, Y)$ .



**Figure 2.7** – Surface de corrélation évaluée en calculant  $C$  en chaque pixel d'un domaine  $\mathcal{D}$  de 16 x 16 pixels.

Cette recherche de l'optimum sur la surface est réalisée par une méthode du type gradient. Au sein du logiciel 7D, le critère de convergence est établi comme un produit de trois conditions logiques définies telles que :

- ① Le déplacement d'un point de la grille entre deux pas de calculs est inférieur à  $\delta u$ , paramètre dénommé *admit variation* dans 7D.
- ② **Et** : l'écart entre deux points communs appartenant à deux quadrilatères voisins est inférieur à  $e_q$ , paramètre dénommé *variation pattern* dans 7D.
- ③ **Et** : l'écart maximum entre les angles opposés d'un même quadrilatère est inférieur à  $\alpha_{max}$ , paramètre dénommé *angular variation* dans 7D.

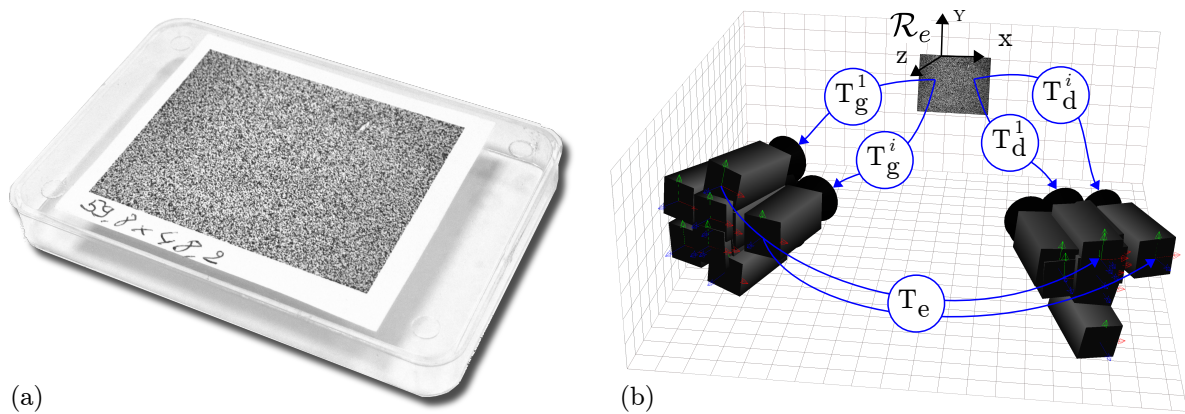
### 2.3.5.2 Stéréo-corrélation d'images numériques

La stéréovision est une méthode de mesure qui consiste, à partir d'images prises sous différents angles de vue, à déterminer les géométries ou les positions d'objets. Nous présentons ici une technique de stéréo-corrélation d'images utilisant deux appareils photographiques. Cette instrumentation a été utilisée à plusieurs reprises dans le cadre de cette thèse afin d'opérer des mesures de champs de déplacement tridimensionnels sans contact.

Développée au laboratoire SYMME par Pierre Vacher à partir de l'année 2000, la technique consiste à procéder à l'analyse par triangulation de deux images prises par deux appareils dont les axes focaux ne sont pas colinéaires. Deux appareils photographiques dont le déclenchement des prises de vue est synchronisé sont utilisés. Au cours de l'essai, chaque appareil va enregistrer une image du fémur en cours de déformation. La chaîne d'acquisition numérique permettant de procéder à une reconstruction 3D de la surface déformée à partir de chaque paire d'image exige trois étapes successives : calibrage, appariement, et triangulation.

#### Calibrage

La phase de calibrage permet de déterminer les paramètres intrinsèques  $\vec{p}$  de chaque appareil photographique (distances focales  $f_g$  et  $f_d$ , coefficients liés aux distorsions induites par les objectifs, relation pixel/mm) ainsi que le vecteur de calibration (position relative et orientation entre les deux appareils). Cette opération de calibrage est réalisée au moyen d'une mire plane présentant des motifs à niveaux de gris aléatoires (figure 2.8 (a)).



**Figure 2.8** – (a) Photo de la mire de calibration. (b) Représentation des différentes orientations du banc stéréoscopique et des transformations géométriques permettant de déterminer la position relative des deux appareils.

Cette mire, dont les dimensions sont connues *a priori*, est photographiée dans plusieurs positions de l'espace. La donnée d'une valeur initiale au jeu de paramètres inconnus permet alors de reconstruire une surface de la mire différente par paire d'images. Le problème d'optimisation qui en découle conduit à une actualisation du jeu de paramètres inconnu jusqu'à ce que toutes les reconstructions aboutissent à la même géométrie de la mire.

Comme le montre la figure 2.8 (b), l'espace tridimensionnel de la scène est muni d'un repère  $\mathcal{R}_e$  lié au plan de la mire et chacun des appareils gauche et droit est muni de son propre repère  $\mathcal{R}_g$  et  $\mathcal{R}_d$ . Il existe alors deux transformations rigides (notées  $T_g$  et  $T_d$ ) permettant de passer de chacun de ces référentiels dans le repère mire  $\mathcal{R}_e$  et ceci pour chaque paire d'images  $i$  de la mire. En conséquence, il existe une composition linéaire de ces transformations permettant de passer du repère  $\mathcal{R}_d$  au repère  $\mathcal{R}_g$  telle que :

$$T_{gd} = T_d \cdot T_g^{-1} \quad (2.3)$$

avec pour la  $i^{\text{ème}}$  image de la mire

$$T_g^i = \begin{bmatrix} R_g^i & t_g^i \\ 0^t & 1 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad T_d^i = \begin{bmatrix} R_d^i & t_d^i \\ 0^t & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

où  $R_g^i$  et  $R_d^i$  sont les rotations permettant le changement des repères gauche et droit avec le repère de la mire,  $t_g^i$  et  $t_d^i$  sont les translations associées. Les inconnues liées à ces transformations géométriques auxquelles s'ajoutent celles propres aux appareils  $\vec{p}$  permettent d'exprimer une fonctionnelle  $f(R_g^i, R_d^i, t_g^i, t_d^i, \vec{p})$  qu'il convient de minimiser au regard des mesures. Plusieurs méthodes d'optimisation itératives peuvent être utilisées [Garcia 01]. Dans le cas du logiciel 7D, cette fonctionnelle est la somme des erreurs quadratiques de l'appareil gauche  $\delta_g^i$  et des erreurs quadratiques de l'appareil droit  $\delta_d^i$ . Un algorithme de Levenberg-Marquardt est utilisé afin de résoudre ce problème d'optimisation. Au bilan, cette approche permet d'évaluer les trois transformations  $T_{gd}$ ,  $T_d$  et  $T_g$  mais aussi de corriger les trois distorsions géométriques élémentaires des deux systèmes optiques, c'est-à-dire les distorsions radiale, prismatique et de décentrage.

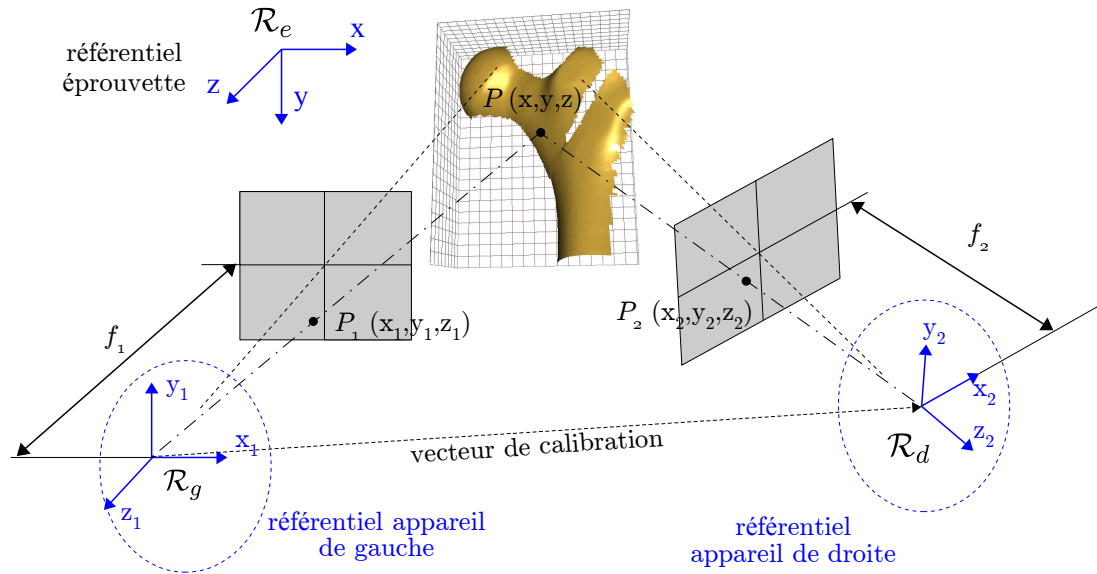
## Appariement

L'appariement stéréoscopique consiste à déterminer l'élément d'une des images correspondant à un élément donné de l'autre image. Le principe est identique à celui présenté dans le paragraphe 2.3.5.1. Cette mise en correspondance entre chaque paire d'images est la phase la plus délicate de la stéréovision. Pour rechercher au sein d'une paire d'images deux points en correspondance stéréoscopique, la méthode vise à corrélérer les niveaux de

gris d'un domaine d'image dans chacune des vues considérées. Pour pouvoir être mise en œuvre, les images doivent satisfaire plusieurs contraintes photométriques et géométriques (pas de reflets spéculaires des sources d'éclairage, conservation d'une relative similarité entre les paires d'images).

### Triangulation

La dernière étape d'une mesure par stéréovision est la triangulation (figure 2.9). L'utilisation d'un seul appareil photographique ne permet d'accéder qu'à une information bidimensionnelle. Si l'on considère un point  $P$  d'une scène tridimensionnelle, on observe que ce point se projette sur le plan image de l'appareil de gauche en un point unique  $P_1$  et sur le plan image de l'appareil de droite en un point unique  $P_2$ . La position tridimensionnelle du point peut ainsi être déterminée par triangulation. En pratique, cette opération ne peut être réalisée que lorsque les paramètres intrinsèques (facteurs d'échelle, distances focales...), les paramètres de distorsion, les positions et orientations des appareils photographiques sont connus, c'est à dire dès lors où l'opération de calibrage du système stéréoscopique a été réalisée, et les points  $P_1$  et  $P_2$  ont été appariés.



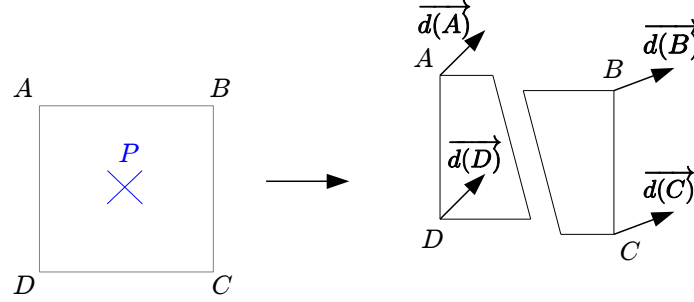
**Figure 2.9** – Représentation schématique du principe de stéréo-corrélation. Les distances focales  $f_1$  et  $f_2$  sur l'axe optique des appareils définissent deux plans images. Les points  $P_1$  et  $P_2$  représentent les coordonnées de la projection d'un point matériel  $P$  dans chacun des deux référentiels images.



### 2.3.5.3 Identification et caractérisation du mouvement du foyer de fracture

#### Discontinuité

La corrélation d'images numériques est utilisée pour quantifier les déplacements de deux parties osseuses fracturées à partir d'une méthode mise au point par [lam Nguyen 11]. La présence d'une discontinuité de déplacement est détectée sur les images par un critère basé sur la différence des déplacements entre les quatre nœuds d'un élément (figure 2.10).

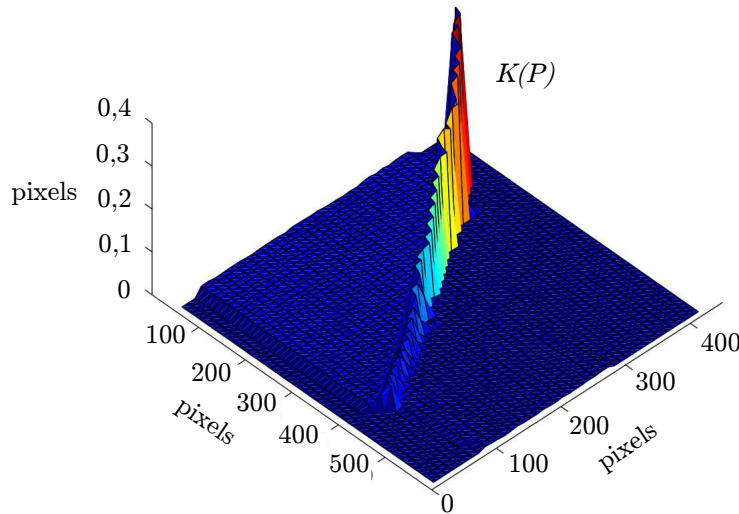


**Figure 2.10** – *Discontinuité dans un élément.*

Un logiciel parcourt l'ensemble des éléments de la grille obtenue avec le logiciel 7D. Chaque élément carré de cette grille présente un centre  $P$  et quatre nœuds  $A$ ,  $B$ ,  $C$  et  $D$  dont les déplacements ont été calculés par la technique de corrélation d'images numériques. Il est possible de calculer un critère  $K(P)$  tel que :

$$K(P) = \max(\|\vec{d(C)} - \vec{d(A)}\|; \|\vec{d(D)} - \vec{d(B)}\|) \quad (2.5)$$

où  $\vec{d(A)}$ ,  $\vec{d(B)}$ ,  $\vec{d(C)}$  et  $\vec{d(D)}$  correspondent aux vecteurs déplacements des points  $A$ ,  $B$ ,  $C$  et  $D$ . Les valeurs de  $K$  sont calculées pour tous les éléments de la grille analysés à la surface du fémur fracturé (figure 2.11). Seuls sont conservés les éléments dont la valeur de  $K$  est supérieure à un seuil donné.



**Figure 2.11** – *Valeur du paramètre  $K(P)$ .*



### Tracé des fractures

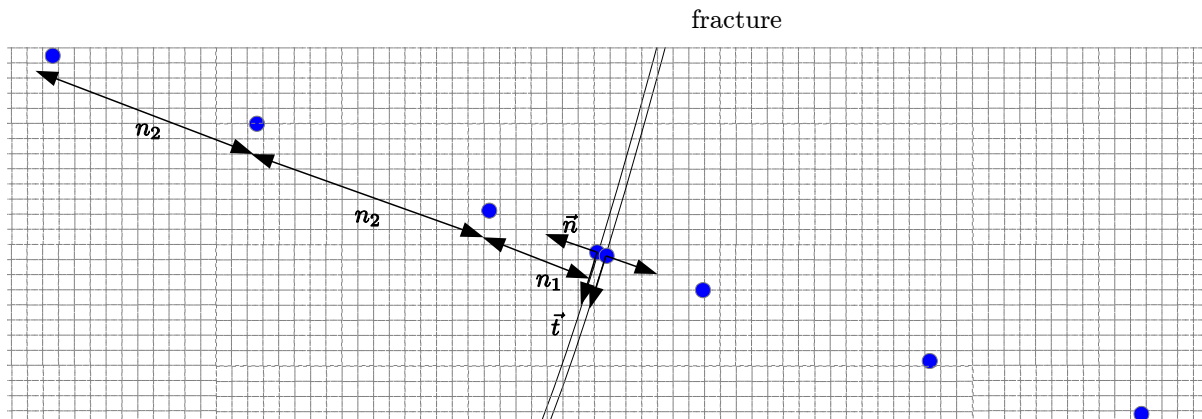
La recherche des éléments appartenant à la fracture s'appuie sur trois étapes :

- ① Un point de départ est choisi. Il correspond à l'élément présentant la valeur maximale de  $K$ .
- ② Le prochain élément appartenant à la fracture est localisé en recherchant le maximum de  $K$  dans une région de  $3 \times 3$  éléments à partir de l'élément identifié à la première étape. Cette étape se répète puis se termine lorsqu'aucun des éléments de la région ne présente une valeur de  $K$  supérieure à un seuil donné.
- ③ L'étape précédente s'applique à nouveau mais dans une direction opposée afin de localiser l'ensemble des éléments appartenant à la fracture.

La fracture est donc localisée à un élément de grille près.

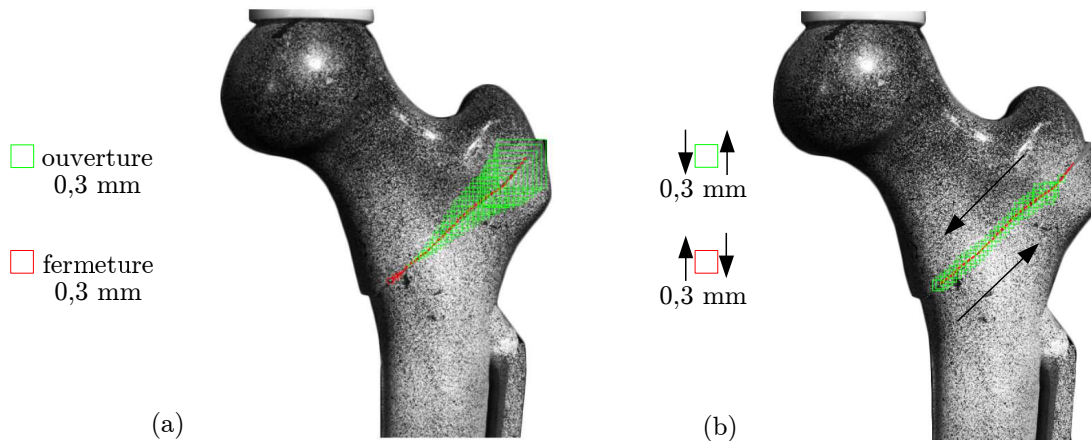
### Quantification des déplacements

Après avoir localisé la fracture, cette dernière est lissée, le vecteur normal local à la trace de la fracture est calculé. Six points situés de part et d'autre de la fracture suivant cette normale sont choisis avec les distances  $n_1 = 7$  pixels et  $n_2 = 25$  pixels (figure 2.12). Les déplacements des deux lèvres de la fracture sont obtenus en calculant les moyennes des déplacements des trois points de chaque côté de la fracture. Les composantes normale et tangentielle sont obtenues par projection sur les axes locaux  $\vec{n}$  et  $\vec{t}$  de la fracture. Les déplacements locaux sont enfin déterminés en calculant la différence des composantes de chaque côté de la fracture.



**Figure 2.12** – *Quantification des déplacements le long de la fracture.*

La figure 2.13 montre un exemple d'analyse des mouvements normaux et tangentiels des fragments osseux autour d'une fracture. On constate une composante normale négative au niveau de l'éperon de Merckel résultant de la fermeture de la fracture et de la compression des fragments osseux. La zone située au niveau du grand trochanter fait apparaître des ouvertures d'environ  $0,6 \text{ mm}$  et une composante tangentielle moyenne d'environ  $0,15 \text{ mm}$  (glissement).



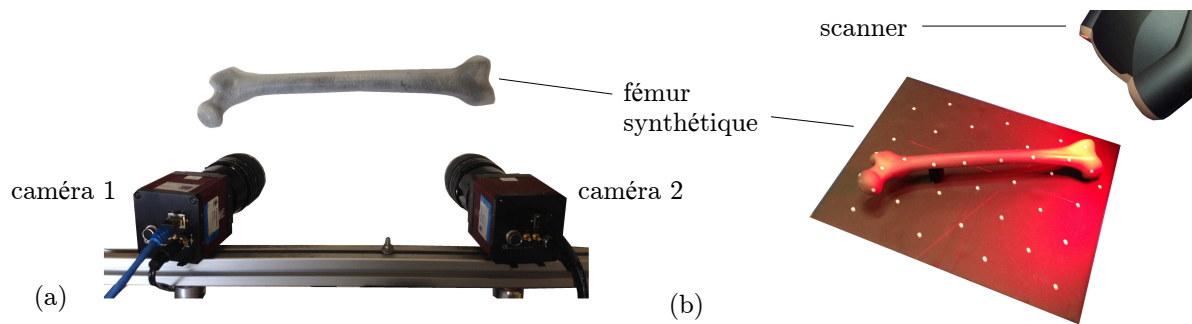
**Figure 2.13** – Composantes (a) normales et (b) tangentielles de déplacements suivant la fracture d'un fémur synthétique fixé par la plaque DHS sous une charge de  $2000 \text{ N}$ .

## 2.4 Validation des outils

Dans ce chapitre, l'outil de stéréocorrélation est tout d'abord utilisé pour vérifier les aspects dimensionnels de l'os synthétique. Une confrontation entre les raideurs calculées numériquement sur fémur sain et ostéoporotique est ensuite effectuée.

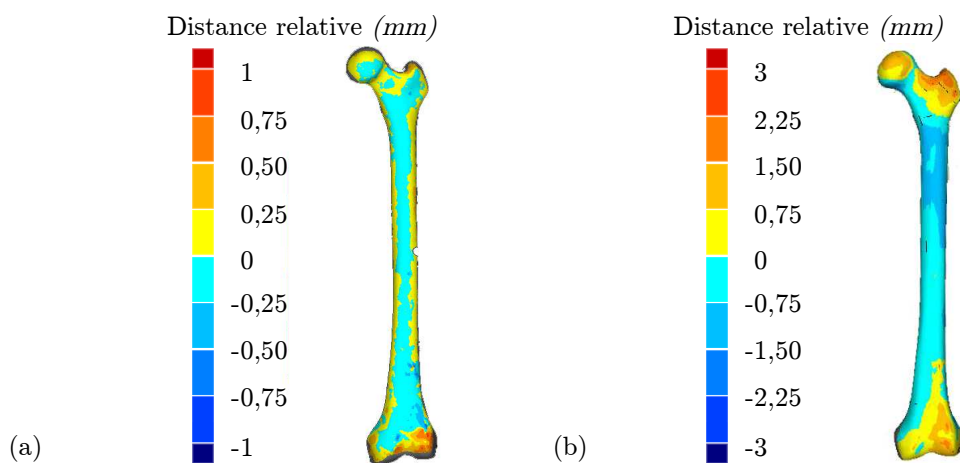
### 2.4.1 Etude géométrique des fémurs numérique et synthétique

L'objectif de cette étude géométrique est de valider les caractéristiques dimensionnelles du fémur synthétique. La comparaison entre les résultats des calculs par Éléments Finis et ceux issus des mesures seront légitimes à condition que les lois de comportements, les conditions aux limites et les géométries des fémurs soient semblables. Les géométries du modèle numérique du fémur (Sawbone, ref. 3908) et du fémur synthétique Sawbone de 4<sup>ème</sup> génération (Sawbone, ref. 3403) sont comparées à l'aide du logiciel GEOMAGIC. Ce logiciel permet de superposer les deux géométries. La géométrie du fémur synthétique est mesurée à l'aide d'un banc stéréoscopique (figure 2.14 (a)) puis d'un scanner laser Revscan d'une précision de  $50 \mu\text{m}$  (définie par le constructeur) (figure 2.14 (b)).



**Figure 2.14** – Numérisation 3D d'un fémur synthétique Sawbone de 4<sup>ème</sup> génération (Sawbone, ref. 3403) à l'aide de (a) caméras AVT GE4900 et (b) d'un scanner laser Revscan.

Dans un premier temps, les deux moyens de mesure sont comparés, la figure 2.15 (a) présente les dispersions obtenues. Les différences de géométrie sont comprises entre  $-0,25 \text{ mm}$  et  $+0,25 \text{ mm}$  pour une longueur totale de fémur de  $455 \text{ mm}$ . La moyenne des écarts mesurée est de  $0,11 \text{ mm}$ , l'écart type est de  $0,15 \text{ mm}$ . Les dispersions obtenues sont relativement faibles et semblent être liées à une très faible variation de la courbure globale du fémur (fémur mesuré à plusieurs jours d'intervalle). Ces surfaces sont ensuite comparées à la géométrie du modèle numérique du fémur (figure 2.15 (b)). Les dispersions obtenues sont comprises entre  $-1,5 \text{ mm}$  et  $+1,5 \text{ mm}$ . Les courbures des diaphyses fémorales numérique et synthétique semblent légèrement différentes. On peut également se poser la question de la variation sur la géométrie interne et de sa répercussion sur l'épaisseur de l'os cortical. Ces analyses n'ont pas été réalisées.



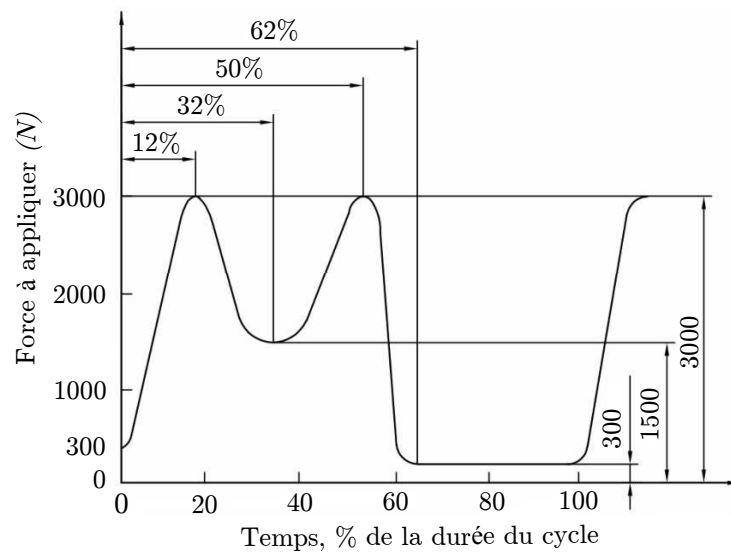
**Figure 2.15** – Comparaison des géométries issues (a) du banc stéréoscopique et du scanner laser, et (b) du banc stéréoscopique et du modèle numérique.

### 2.4.2 Analyse mécanique des fémurs numérique et synthétique sain

Les comportements mécaniques des fémurs numérique et synthétique sains sont étudiés. Des essais de compression quasi-statiques sont réalisés à l'aide du logiciel de calcul par Éléments Finis ABAQUS et de la machine d'essais standard.

#### 2.4.2.1 Cycle de la marche

En fonction de l'activité, les efforts maximaux appliqués sur l'extrémité supérieure du fémur représentent 180 à 400% du poids du corps. Ils peuvent s'élever jusqu'à 500% lors de la course à pied et 700% lors de la descente d'escaliers à vitesse rapide. La norme ISO-14242-1 définit la charge à appliquer pour déterminer l'usure des prothèses totales de l'articulation de la hanche. Cette norme est utilisée ici pour étudier le comportement du fémur dans des conditions proches de la marche. L'amplitude et les variations de la force à appliquer suivant cette norme sont illustrées par la figure 2.16.



**Figure 2.16** – Description de la charge à appliquer lors du cycle de la marche.

La valeur maximale de l'effort est définie à 3000 N pour reproduire des conditions de contraintes maximales durant la marche d'une personne de 75 kg. Dans le cas d'essais dynamiques, le cycle sera appliqué à une fréquence de 1 Hz conformément à la fréquence naturelle de la marche. Nous utiliserons cette norme destinée à certifier les prothèses pour notre application sur les implants.

2.4.2.2 Évaluation du modèle Éléments Finis du fémur sain

Lors de l’essai réalisé sur la machine standard, le déplacement de la traverse est enregistré en fonction de la charge appliquée. Numériquement, le déplacement de la cupule sphérique est calculé pour chaque effort appliqué (figure 2.17). Les résultats obtenus permettent de comparer les raideurs des fémurs numérique et synthétique (tableau 2.3).

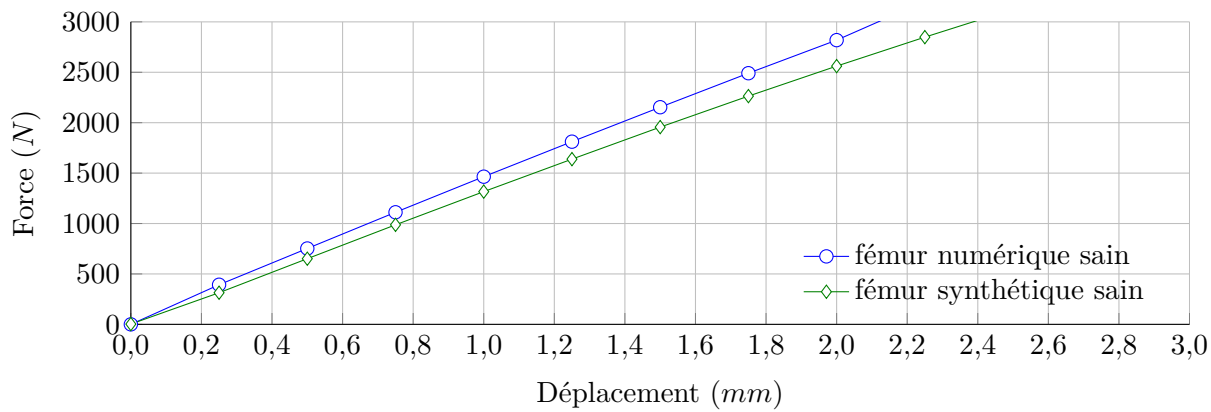


Figure 2.17 – Courbe force-déplacement des fémurs numérique et synthétique sains.

fémurs sains	raideurs (N/mm)
modèle numérique	1430
modèle synthétique	1300

Tableau 2.3 – Raideurs des fémurs numérique et synthétique sains.

La raideur dépend des propriétés matériaux de l’os et de sa géométrie. Elle est calculée par  $k = F / U_y$  où  $F$  représente la force appliquée et  $U_y$  le déplacement de la cupule sphérique. On relève un écart de l’ordre de 12% entre les raideurs des fémurs numérique et synthétique sains. Une technique de recalage par méthode inverse [Toussaint 11] aurait pu être mise en œuvre afin de réduire les écarts de raideurs observées. Cependant, les différences de géométries mesurées précédemment dissuadent de construire une boucle d’optimisation. Le jeu de paramètres matériaux fournit par le fabricant du fémur synthétique sera donc utilisé pour tous les modèles Éléments Finis.

### 2.4.2.3 Etat de contraintes du modèle numérique du fémur sain

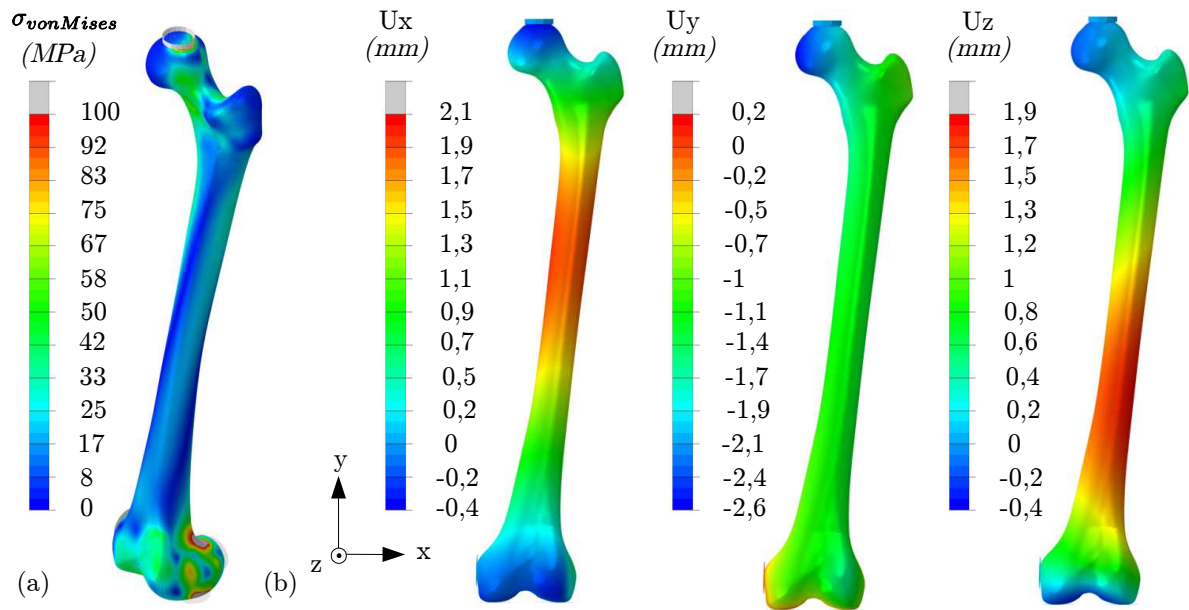
Le calcul numérique permet d'estimer le champ de contraintes en chaque point du fémur. Le matériau étant considéré comme linéaire élastique isotrope, la contrainte retenue pour quantifier le niveau global de sollicitation est la contrainte équivalente de von Mises.

Dans ce travail de thèse, nous n'avons pas cherché à modéliser le comportement d'os réels puisque seules des simulations sur fémurs synthétiques ont été réalisées. Bien évidemment, les lois de comportements d'os réel sont plus complexes, elles prennent en compte une différence de limite élastique entre traction et compression, des effets anisotropes marqués, des phénomènes visco-élastiques et d'endommagement [Hambli 12]. [An 10] a décrit le comportement mécanique de l'os cortical comme fragile. Les limites d'élasticité et de rupture sont donc proches, et le critère de rupture retenu sera la sortie de la zone élastique. La contrainte de von Mises devra donc en tout point de l'os, rester inférieure à la limite d'élasticité du matériau. Selon [Meyrueis 04b], cette limite est différente en traction et en compression pour l'os cortical : d'environ 100 *MPa* en traction, elle serait comprise entre 125 *MPa* et 250 *MPa* en compression. Ainsi, lorsque la contrainte de von Mises calculée dépassera 100 *MPa*, il sera important d'étudier le type de sollicitation à laquelle est soumis l'os avant de conclure sur sa tenue.

La figure 2.18 (a) présente l'amplitude et la répartition des contraintes calculées sous une charge de 3000 *N*, la zone correspondant à la partie latérale proximale de la diaphyse fémorale subit des contraintes de traction alors que celle correspondant à sa partie médiale proximale subit des contraintes de compression. Au niveau du massif trochantérien, le niveau des contraintes est relativement faible. Le col fémoral et le massif trochantérien sont les régions généralement les plus fragilisées dans le cas d'une ostéoporose avancée (voir figure 1.8). Un niveau de contraintes excessif dans le col pourrait être la cause d'une fracture cervicale.

### 2.4.2.4 Déformée du modèle numérique du fémur sain

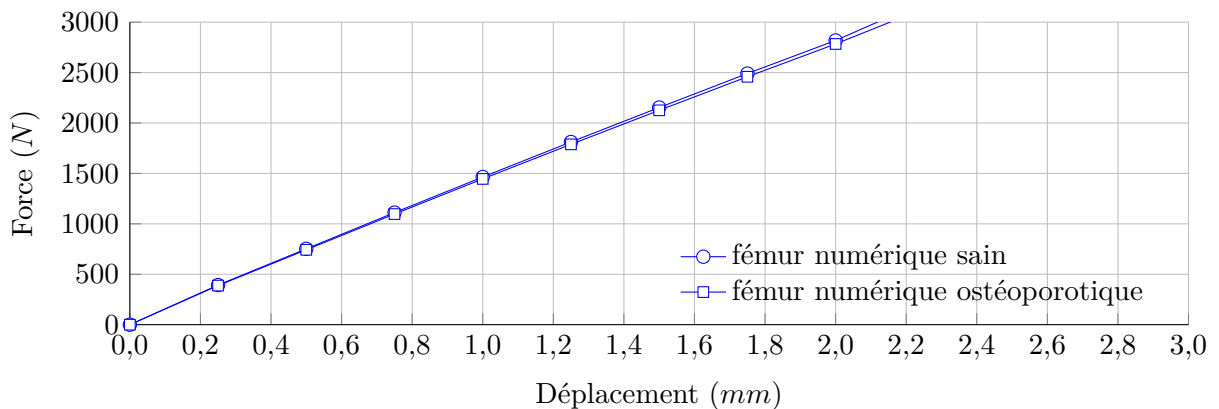
Les déplacements calculés suivant les trois directions de l'espace sont illustrés par la figure 2.18 (b). Le déplacement maximal calculé suivant la direction *y* est situé au niveau médial de la tête fémorale. Ce déplacement est d'environ 2,6 *mm*. Il ne correspond pas au déplacement de la cupule sphérique qui est de l'ordre de 2,1 *mm* en raison de la rotation de la tête fémorale au contact de cette cupule. Des déplacements non négligeables de l'ordre de 2 *mm* sont calculés suivant les directions *x* et *z* au niveau de la diaphyse fémorale.



**Figure 2.18** – Amplitude et répartition (a) des contraintes de von Mises et (b) des déplacements dans le modèle numérique du fémur sain sous une charge de 3000 N.

#### 2.4.2.5 Évaluation du modèle Éléments Finis du fémur ostéoporotique

La raideur du fémur numérique ostéoporotique a été calculée puis comparée à celle du fémur numérique sain. Les résultats obtenus sont pratiquement superposés (figure 2.19), et par conséquent les raideurs calculées sont quasiment équivalentes.



**Figure 2.19** – Comparaison des raideurs des fémurs numériques sain et ostéoporotique.

Dans notre modèle, la prise en compte de l'os trabéculaire au sein d'un fémur non fracturé n'a que très peu d'influence. Par contre, l'os trabéculaire situé dans la tête fémorale aura une influence primordiale lorsque l'on s'intéressera à la tenue mécanique d'un fémur ostéoporotique fracturé réparé par ostéosynthèse puisque c'est cet os trabéculaire qui transmettra les charges sur la vis céphalique.

## 2.5 Conclusion du deuxième chapitre

Un certain nombre d'outils ont été présentés dans ce chapitre. Un logiciel de calcul par Éléments Finis, un outil d'analyse d'images et deux machines d'essais permettront d'étudier les comportements mécaniques de fémurs numériques, synthétiques et cadavériques. Dans un premier temps, il sera possible de calculer les raideurs de fémurs ostéoporotiques fracturés fixés par différents implants. L'amplitude et la répartition des contraintes dans l'os et les implants seront calculées. Les mouvements des parties osseuses fracturées seront analysés. Les résultats numériques seront confrontés à ceux issus des expériences.

L'objectif sera d'observer un état de contraintes dans l'os suffisant pour permettre le remodelage osseux. Cependant, l'état de contraintes dans l'os devra être inférieur à  $100\text{ MPa}$  en traction pure et  $125\text{ MPa}$  en compression pure afin d'éviter un risque de rupture de l'os cortical. Contrairement au cas de l'os, l'objectif pour les implants sera d'observer un état de contraintes le plus faible possible afin d'éviter un risque de défaillance du matériel d'ostéosynthèse.



# 3

## Vers un implant universel pour la fixation des fractures du fémur proximal

### Sommaire

---

<b>3.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>53</b>
<b>3.2</b>	<b>L'implant Clovis</b>	<b>54</b>
3.2.1	Objectifs attendus	54
3.2.2	Recherche de solutions	54
3.2.3	Conception de l'implant Clovis	57
<b>3.3</b>	<b>L'outil de fixation externe de l'implant Clovis</b>	<b>67</b>
3.3.1	Conception de l'outil	67
3.3.2	Fabrication de l'outil de fixation externe	71
<b>3.4</b>	<b>Implantation en laboratoire d'anatomie</b>	<b>71</b>
3.4.1	Technique opératoire	72
<b>3.5</b>	<b>Conclusion du troisième chapitre</b>	<b>78</b>

---

### 3.1 Introduction

Comme nous l'avons vu au chapitre 1, les chirurgiens utilisent très majoritairement deux types d'implants pour le traitement des fractures du fémur proximal. L'ensemble des implants présentent de nombreuses références avec de multiples orientations et longueurs de

dispositifs céphaliques.

L'objectif principal de la thèse consiste à proposer un implant qui permette d'offrir plus de souplesse au chirurgien lors des opérations et de réduire les volumes de stocks dans les hôpitaux.

Ce chapitre vise à présenter la démarche de conception du nouvel implant et de son système de fixation externe. Une description détaillée du protocole d'implantation et de sa validation en laboratoire d'anatomie seront proposées.

## 3.2 L'implant Clovis

### 3.2.1 Objectifs attendus

Le nouvel implant doit respecter certains fondamentaux :

- L'implant doit favoriser la compression des deux parties osseuses fracturées et permettre ainsi une consolidation plus rapide.
- L'implant ne doit pas empêcher l'os d'être sollicité afin de permettre le remodelage de sa structure.
- L'implant doit être constitué d'un matériau biocompatible de type acier inoxydable ou titane.
- L'implant doit être adaptable à l'os fracturé.
- L'opération du fémur proximal dure en moyenne 57 *minutes* [Costenoble 93]). Le temps d'opération doit être équivalent aux temps actuels.
- La technique d'implantation doit être peu invasive et les incisions doivent être limitées en taille et en nombre.
- L'implant doit être polyvalent en répondant au mieux à la fois aux soins des fractures inter-trochantériennes et sous-trochantériennes.

### 3.2.2 Recherche de solutions

Plusieurs idées d'implants ont été imaginées (figure 3.1). Les idées 1 à 3 présentent des implants pouvant être insérés par voie intra ou extra-médullaires de type BCM SYSTEM (voir paragraphe 1.3.1.4). L'idée 4 présente un implant qui utilise une introduction mixte, à la fois intra et extra-médullaire.

L'implant 1 (figure 3.1 (a)) est constitué de deux plaques, d'un canon de guidage, d'une vis céphalique et d'une à deux vis distales. En position intra-médullaire, les deux plaques sont

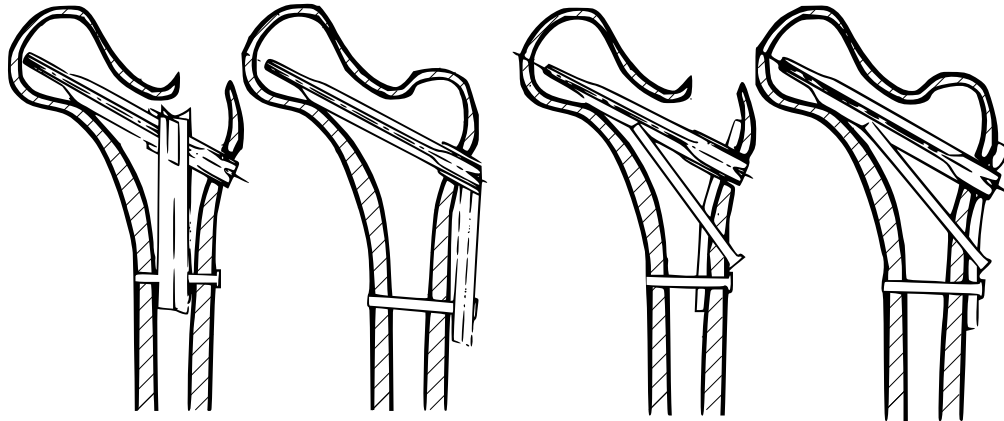
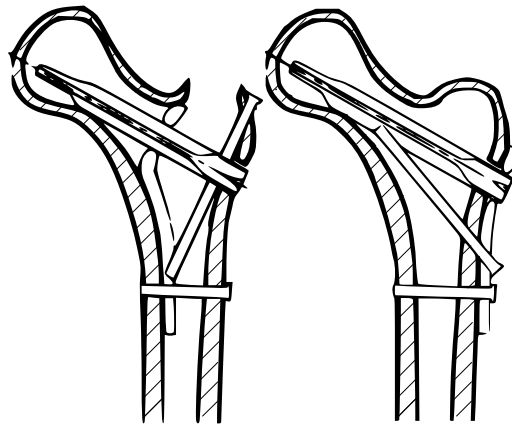
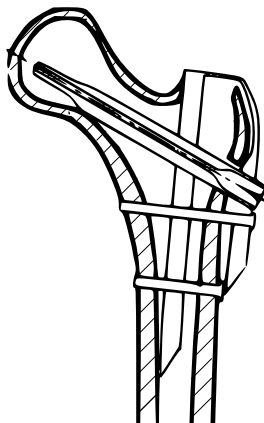
positionnées en croix et se chevauchent. En position extra-médullaire, les deux plaques sont superposées. Dans les deux cas, un canon est inséré à travers les deux plaques. Une vis céphalique est insérée dans le canon. Une ou plusieurs vis distales permettent de fixer l'implant sur la diaphyse fémorale dans les deux configurations.

L'implant 2 (figure 3.1 (b)) présente une plaque cintrée. Intra-médullairement, la plaque est positionnée sur la face interne latérale de la diaphyse fémorale. Extra-médullairement, elle est positionnée sur la face latérale externe. Deux vis céphaliques sont utilisées. Une première vis céphalique est insérée selon l'axe du col fémoral, la seconde vis céphalique est liée à la fois à la plaque et à la première vis céphalique. Elle permet de reprendre les efforts de flexion par triangulation. Une ou plusieurs vis distales permettent de fixer l'implant sur la diaphyse fémorale dans les deux configurations. L'angulation de la vis céphalique supérieure est possible en jouant sur la longueur de la vis céphalique inférieure.

L'implant 3 (figure 3.1 (c)) reprend les caractéristiques de l'implant 2. Cependant, intra-médullairement la plaque est positionnée sur la face interne médiale de la diaphyse fémorale (sur l'éperon de Merckel).

L'implant 4 (figure 3.1 (d)) présente une partie intra-médullaire et une partie extra-médullaire. Les deux parties sont liées par une pièce déformable et sont positionnées simultanément sur la face latérale du fémur proximal et dans le canal médullaire. Une vis céphalique est insérée à travers les deux parties métalliques. Deux vis distales permettent de fixer l'implant sur la diaphyse fémorale. L'angle formé par l'axe de la vis céphalique et l'axe anatomique fémoral est réglable grâce à des ouvertures particulières et à une anse courbe déformable.

La liaison mécanique entre les plaques et la vis céphalique de l'implant 1 nous est apparu comme trop complexe et trop fragile, cette zone étant déjà identifiée comme étant le point faible des implants intra-médullaires, l'implant proposé doit en augmenter la résistance, cette solution a été abandonnée. La solution de l'implant 2 est sans doute viable mais a été mise de côté car la solution 4 nous est apparue comme plus intéressante. L'introduction des plaques internes de l'implant 3 en contact avec l'os cortical en position latérale ou médiale ne nous a pas semblée évidente. De plus, les idées 1 à 3 présentent un nombre de pièces relativement important, le critère d'assemblage de l'implant nous amène à exclure ces solutions. La solution 4 semble mieux satisfaire au critère d'assemblage et à un critère de modularité, elle a donc été développée.

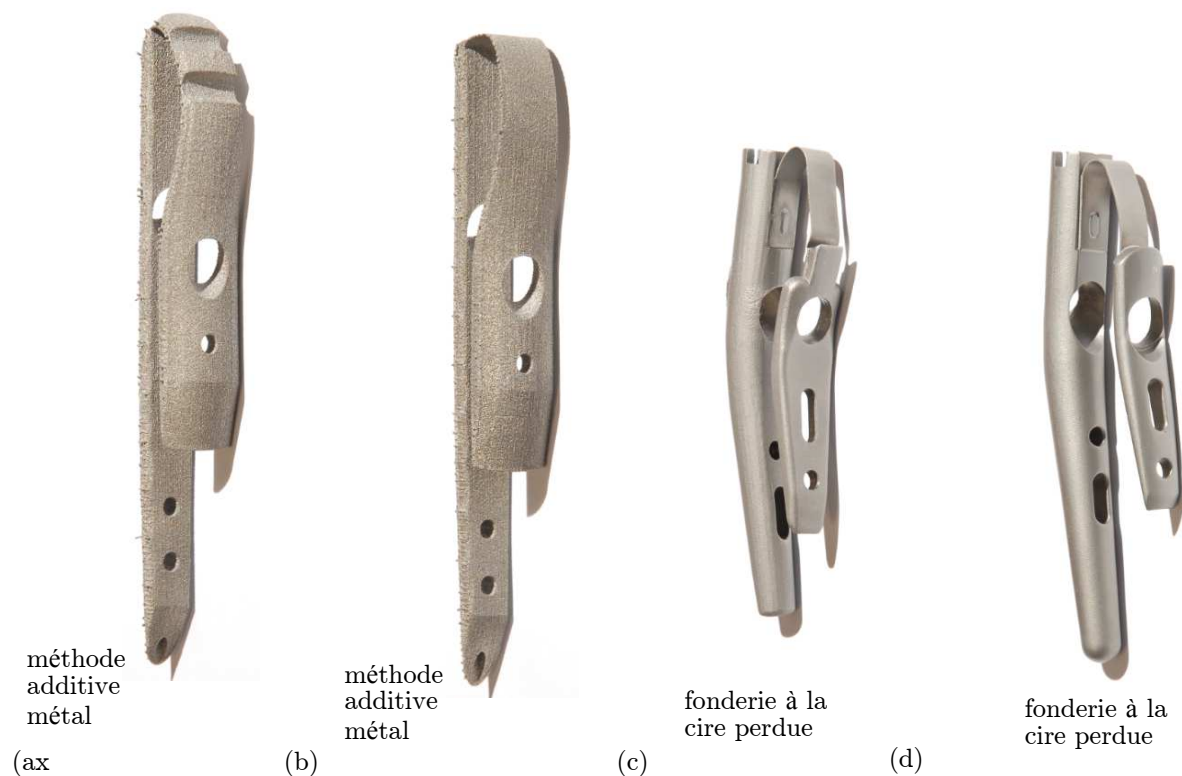
Idée 1 *implant intra ou extra*Idée 2 *implant intra ou extra*Idée 3 *implant intra ou extra*Idée 4 *implant intra et extra***Figure 3.1** – *Revue de quelques idées d'implants.*

### 3.2.3 Conception de l'implant Clovis

Dans le cadre de ce travail de thèse, un nouvel implant, baptisée CLOVIS<sup>1</sup>, a été conçu.

#### 3.2.3.1 Description générale de l'implant

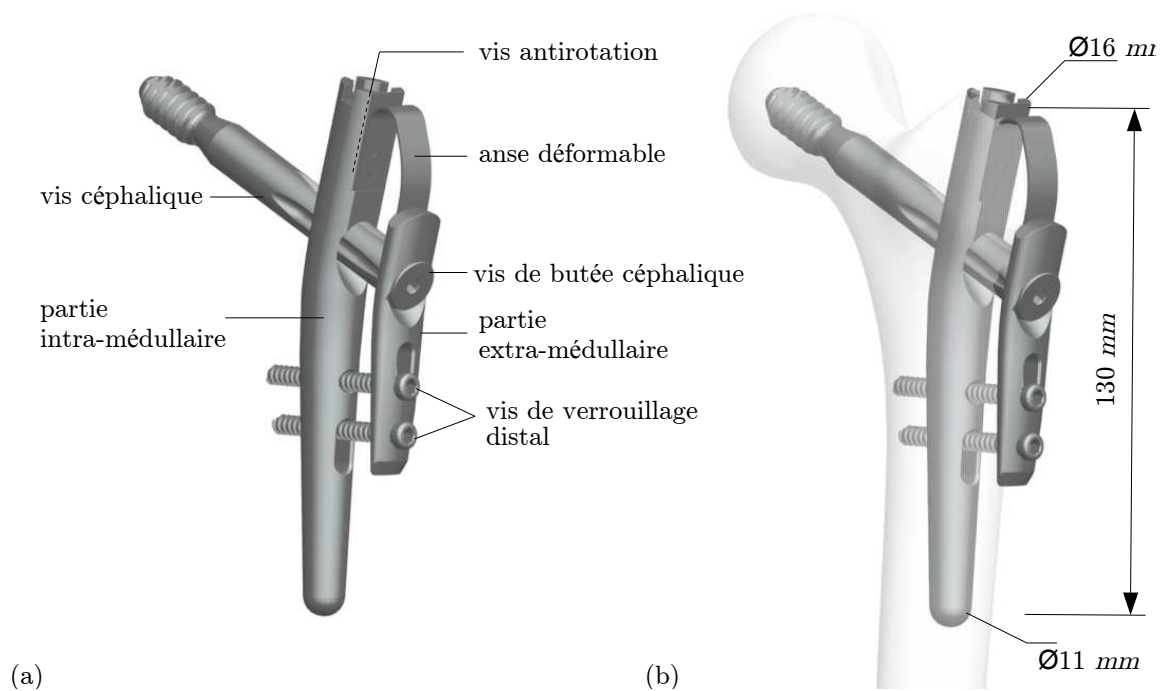
Avant d'aboutir à la géométrie d'implant optimisée, plusieurs prototypes ont été dessinés. Les parties intra et extra-médullaires de l'implant ont été fabriquées par divers procédés : prototypage plastique, prototypage métal, usinage dans la masse ou fonderie à la cire perdue. Initialement la géométrie de la partie intra-médullaire de l'implant était rectiligne (figures 3.2 (a) et 3.2 (b)). Avec cette géométrie, l'implantation simultanée des deux parties de l'implant s'est avérée compliquée. En effet, le massif trochantérien est volumineux et provoquait l'écartement relatif des deux parties de l'implant. La partie intra-médullaire de l'implant a été modifiée pour une forme plus courbe (figure 3.2 (c)). L'ensemble de la géométrie de l'implant a finalement été optimisé (figure 3.2 (d)) afin de supprimer les arêtes vives qui présentaient un risque de coupures pour le patient et le chirurgien.



**Figure 3.2** – *Etapes de conception et de dimensionnement de l'implant CLOVIS : photographies de quelques uns des prototypes réalisés.*

1. Le choix de cette dénomination est lié à la contraction de « clou » et « vis ».

La géométrie d'implant proposée est représentée sur la figure 3.3 (a). L'implant est à la fois intra et extra-médullaire. Il présente une section intra-médullaire de forme allongée, adaptée pour l'insertion dans le canal médullaire d'un fémur proximal, et une section extra-médullaire sensiblement parallèle à la section intra-médullaire. Une anse courbe déformable relie la section intra-médullaire à la section extra-médullaire. Une vis céphalique inclinée traverse la section intra-médullaire et la section extra-médullaire par deux ouvertures. Une vis de butée céphalique limite le risque de perforation de la tête fémorale. Une vis antirotation est positionnée dans la partie proximale de la partie intra-médullaire. L'anse courbe déformable permet de modifier les positions relatives des parties intra et extra-médullaires de l'implant, et donc l'orientation de la vis céphalique. Enfin, deux vis de verrouillage distal fixent l'implant sur la diaphyse fémorale (figure 3.3 (b)). L'implant est protégée par un brevet dont le numéro de dépôt est 2012CH-00725, ref européenne EP 2 644 142 A1. Le brevet est présenté à la suite des annexes de ce document.



**Figure 3.3** – (a) Géométrie de l'implant. (b) Positionnement de l'implant sur le fémur proximal.

Les deux vis de verrouillage distal ont uniquement pour rôle de transmettre les charges des parties intra et extra-médullaires de l'implant vers la diaphyse fémorale. Les deux parties de l'implant ne compriment jamais l'os cortical ce qui limite le risque de nécrose de cette partie de la diaphyse.

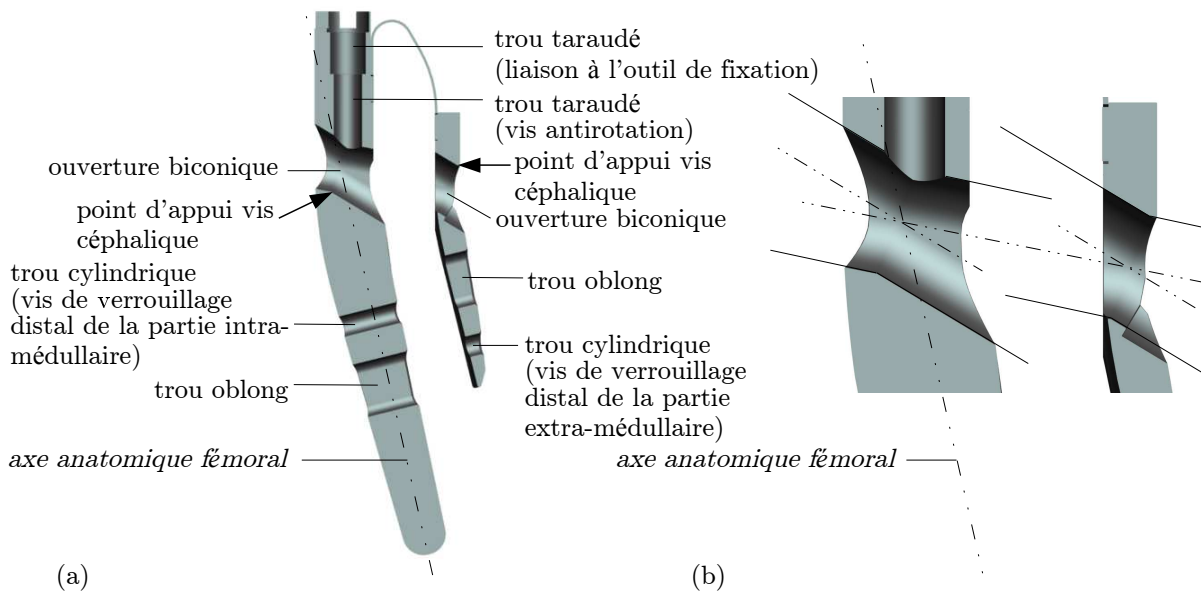
### 3.2.3.2 Dimensions de l'implant

La partie intra-médullaire de l'implant CLOVIS présente un diamètre proximal de 16 *mm*, un diamètre distal de 11 *mm*, et une longueur de 130 *mm*. L'épaisseur de la partie extra-médullaire de l'implant est comprise entre 3,5 *mm* distalement et 5 *mm* proximale. Un soudage laser permet d'assembler les deux parties de l'implant par une anse courbe déformable de 0,6 *mm* d'épaisseur et de 10 *mm* de largeur.

Le diamètre de la vis céphalique est de 11,95 *mm*. Sa longueur (70 à 120 *mm* par pas de 5 *mm*) est déterminée par le chirurgien lors de l'opération en fonction de la morphologie du patient. Une vis céphalique de longueur variable sera présentée ultérieurement. Le diamètre des ouvertures dans les parties intra et extra-médullaires de l'implant pour le passage de la vis céphalique est de 12 *mm*. Les vis de verrouillage distal présentent un diamètre de 5 *mm*. Les longueurs de ces vis sont fixées par le chirurgien (longueur 25 à 50 *mm* par pas de 2,5 *mm*). Les trous cylindriques et oblongs pour le passage des vis de verrouillage distal ont un diamètre de 5,1 *mm*. L'entraxe des trous oblongs est de 8 *mm*.

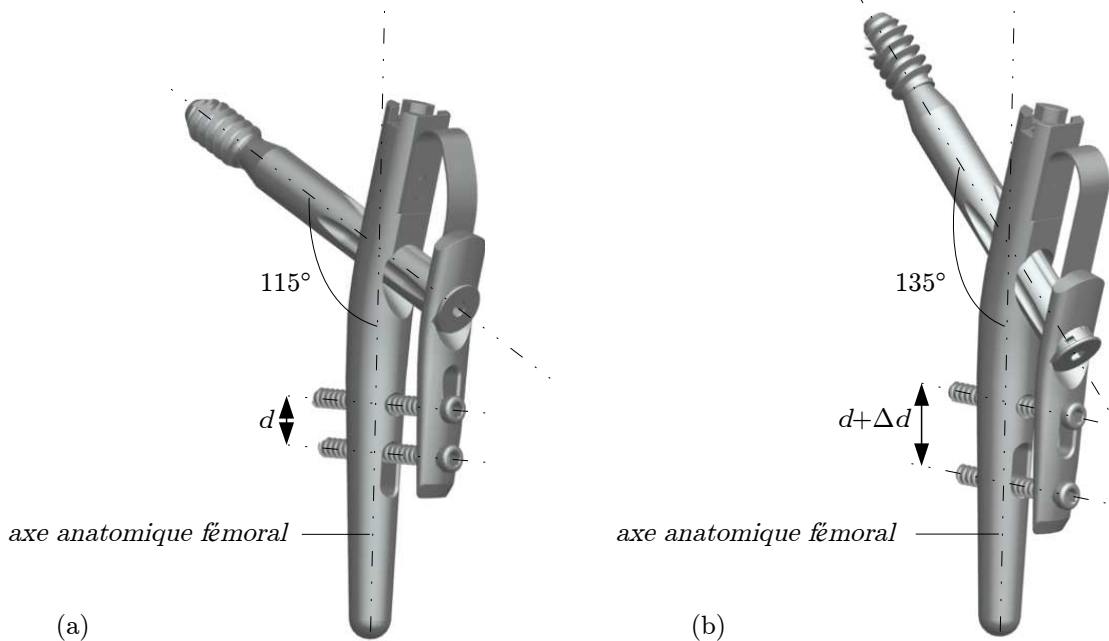
### 3.2.3.3 Cinématique de l'implant

L'anse courbe est déformable pour adapter l'implant à une pluralité de configurations anatomiques. La position verticale relative des parties intra et extra-médullaires de l'implant est réglable et permet ainsi de régler l'angle céphalique. Les deux ouvertures de forme biconique (figures 3.4 (a) et 3.4 (b)) permettent le passage de la vis céphalique pour un angle compris dans un intervalle de 115° à 135°. Les trous de passage des vis de verrouillage distal dans les parties intra et extra-médullaire sont cylindriques ou oblongs (figure 3.4 (a)). Les trous cylindriques permettent la fixation des parties intra et extra-médullaires de l'implant. Les trous oblongs permettent le passage des vis de verrouillage distal pour toutes les orientations possibles de la vis céphalique. Un trou taraudé dans la zone supérieure de la partie intra-médullaire de l'implant permet sa fixation sur un outil de fixation externe à l'aide d'une vis (non représentée sur la figure). Un autre trou taraudé permet l'insertion d'une vis antirotation pour le blocage en rotation de la vis céphalique.



**Figure 3.4** – (a) Coupe frontale de l'implant. (b) Description des ouvertures biconiques de l'implant.

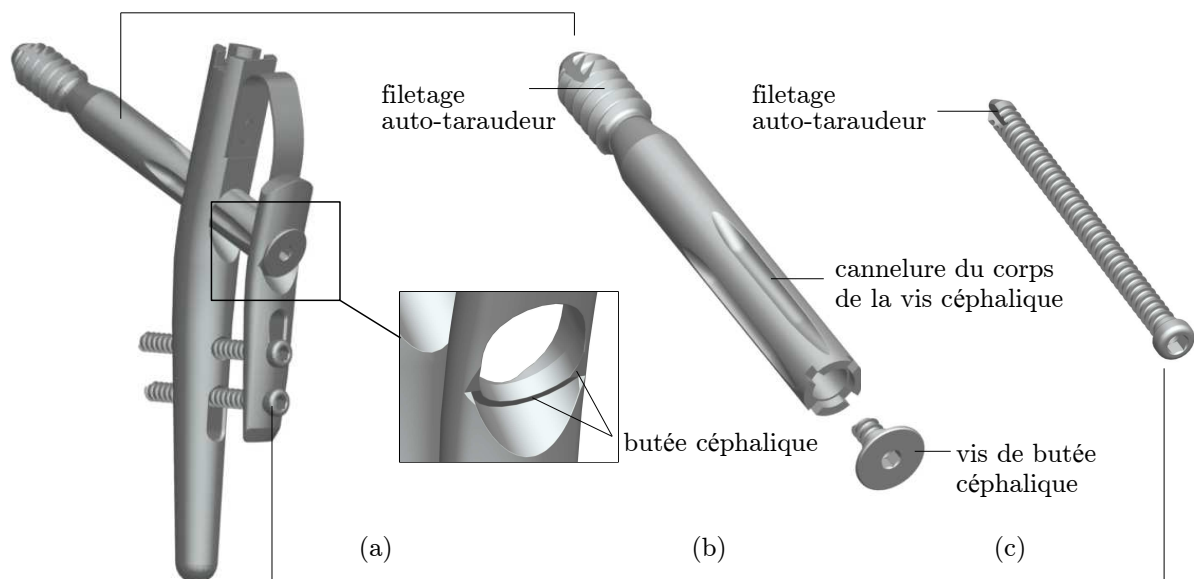
Les deux points d'appui de la vis céphalique sur le corps de l'implant ont été éloignés afin de diminuer au maximum les efforts de contact. Les vis de verrouillage distal supérieure et inférieure fixent respectivement les parties intra-médullaire et extra-médullaire de l'implant. Les positions relatives des deux vis de verrouillage distal dans le plan frontal, sont différentes en fonction du réglage de l'angle céphalique. Elles sont distantes d'une valeur comprises entre  $d$  et  $d + \Delta d$  avec  $d = 12 \text{ mm}$  et  $\Delta d = 8 \text{ mm}$ . (figures 3.5 (a) et 3.5 (b)).



**Figure 3.5** – Configurations de l'implant pour un réglage d'angle céphalique (a) minimal de  $115^\circ$  et (b) maximal de  $135^\circ$ .



L'implant permet le glissement latéral de la vis céphalique le long de l'axe du col fémoral pour favoriser la compression du foyer de fracture. En revanche, une vis de butée céphalique empêche tout glissement médial. La partie extra-médullaire de l'implant joue le rôle de butée céphalique (figure 3.6 (a)). La vis céphalique de l'implant présente un filetage auto-taraudeur (figure 3.6 (b)). Elle présente quatre cannelures qui permettent d'empêcher sa rotation grâce à une vis antirotation. Cette dernière présente une extrémité sphérique qui se loge dans l'une des cannelures de la vis céphalique. Les vis de verrouillage distal présentent également un filetage auto-taraudeur (figure 3.6 (c)).



**Figure 3.6** – Description de (a) la butée céphalique, (b) de la vis céphalique et (c) des vis de verrouillage distal.

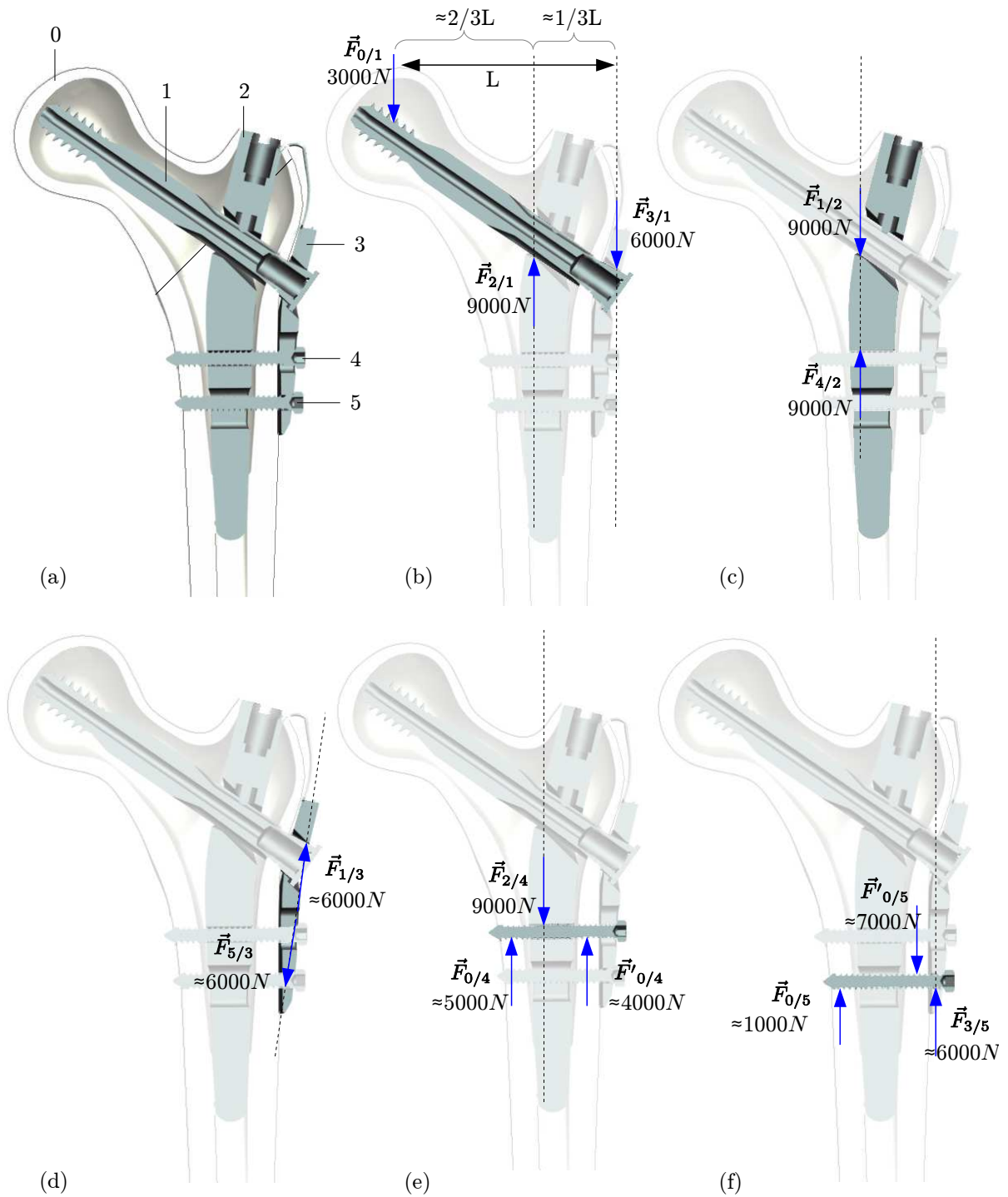
### 3.2.3.4 Analyse mécanique de l'implant

Une analyse mécanique simplifiée permet d'estimer les efforts vus par chacun des éléments constitutifs de l'implant lorsqu'une charge de 3000 N est appliquée sur la partie filetée de la vis céphalique (figure 3.7). Cette charge correspond à la charge maximum proposée dans la norme ISO-14242-1. L'analyse s'appuie sur le principe fondamental de la statique en supposant qu'il n'y a pas de contact entre les deux parties fracturées de l'os. La distance entre les points de contact de la vis céphalique avec l'implant est égale au tiers de la longueur sollicitée de la vis. Dans cette analyse, l'implant présente une angulation céphalique intermédiaire de 125°. Cette configuration est représentative de la majorité des angulations céphaliques observées chez les adultes (voir paragraphe 1.2.2.1).

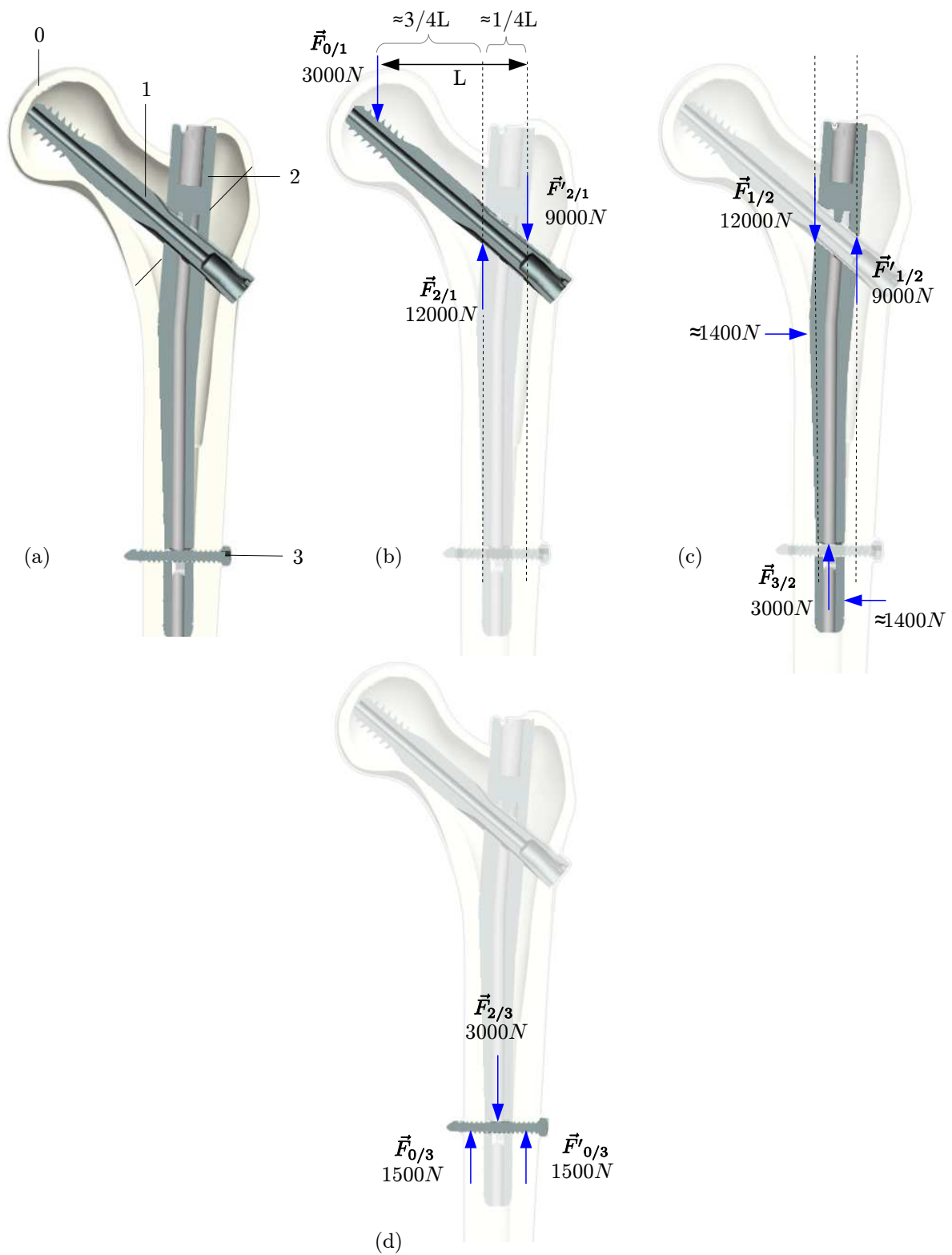
Des efforts de  $9\text{ kN}$  et de  $6\text{ kN}$  sont estimés respectivement sur les parties intra et extra-médullaires. Ces efforts sont récupérés par les vis de verrouillage distal. Les efforts que les vis appliquent sur l'os sont relativement importantes.

Deux analyses mécaniques simplifiées sont également réalisées afin d'estimer les efforts vus par chacun des éléments constitutifs du clou GAMMA (figure 3.8) et de la plaque DHS (figure 3.9). La distance entre les points de contact de la vis céphalique avec le clou GAMMA est estimée à  $1/4L$ . Pour la plaque DHS, cette distance est estimée à  $1/2L$ . La répartition des efforts sur chacune des vis de verrouillage distal de la plaque DHS a été réalisée en supposant que les efforts de cisaillement sont également répartis, et que seule la vis inférieure reprend les efforts de traction.

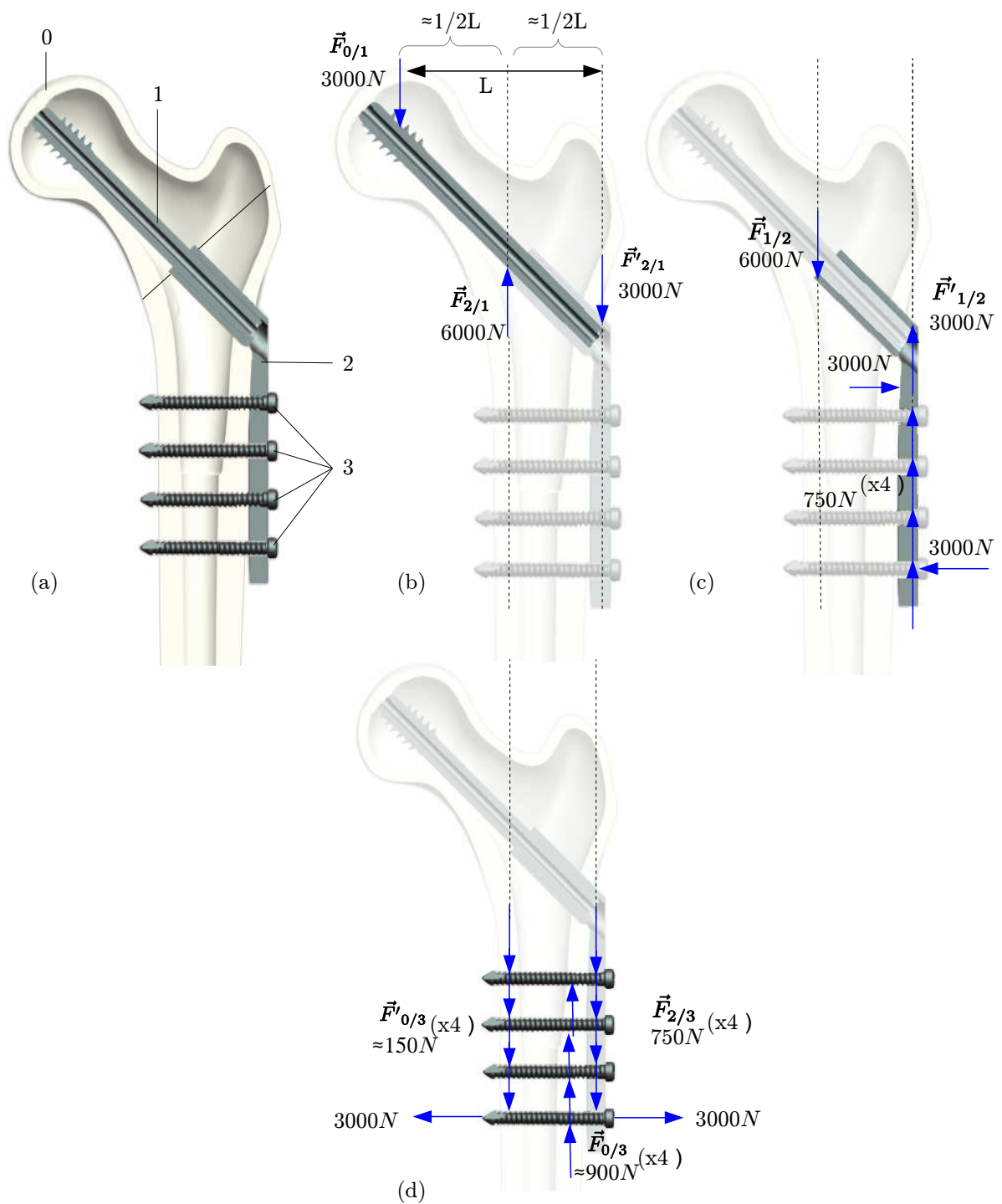
Les analyses montrent que le niveau de sollicitation de la vis céphalique des implants est conditionné par l'écartement des points de contact de la vis sur les parties intra et/ou extra-médullaires. Dans notre cas, l'implant CLOVIS est plus intéressant que le clou GAMMA. En revanche, la sollicitation de l'os cortical et des deux vis de verrouillage distal est relativement importante. Nous porterons donc une attention particulière sur la tenue mécanique de la diaphyse fémorale et des vis de verrouillage distal.



**Figure 3.7** – (a) *Eléments constitutifs de l'implant CLOVIS. Estimation des efforts vus par (b) la vis céphalique, (c) la partie intra-médullaire, (d) la partie extra-médullaire, (e) la vis distale supérieure, et (f) la vis distale inférieure pour une charge de 3000 N et une angulation céphalique de 125°.*



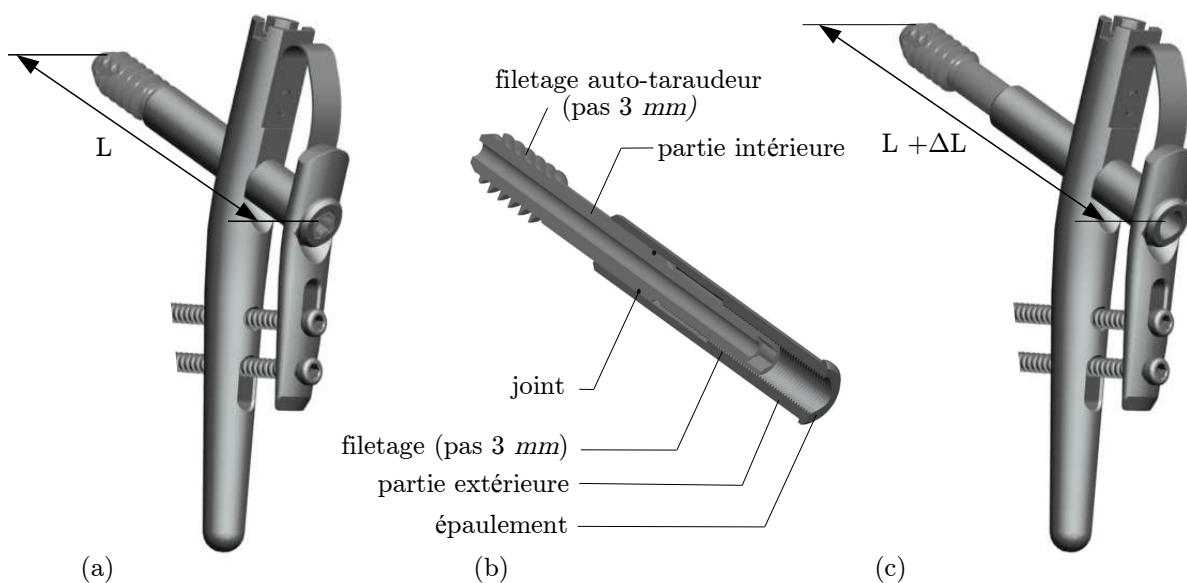
**Figure 3.8** – (a) *Eléments constitutifs du clou GAMMA.* Estimation des efforts vus par (b) la vis céphalique, (c) le clou, et (d) la vis distale pour une charge de 3000 N et une angulation céphalique de  $130^\circ$ .



**Figure 3.9** – (a) *Eléments constitutifs de la plaque DHS*. Estimation des efforts vus par (b) la vis céphalique, (c) la plaque, et (d) les vis distales pour une charge de 3000 N et une angulation céphalique de 135°.

### 3.2.3.5 Vis céphalique de longueur réglable

L'un des principaux intérêts de l'implant CLOVIS est sa possibilité d'adaptation à toute morphologie en termes d'angle céphalique. Proposer cette même adaptabilité en termes de longueur de vis céphalique semble légitime. Une vis expansible a été conçue pour l'implant CLOVIS (figure 3.10 (b)). Il est ainsi possible de couvrir l'ensemble de la gamme actuelle de vis céphaliques (longueur 70 à 120 mm par pas de 5 mm, soit 11 références) avec uniquement trois vis expansibles, réglables de 70 à 90 mm, 85 à 105 mm et 100 à 120 mm.



**Figure 3.10** – Configuration de l'implant pour un réglage de longueur de la vis céphalique (a) minimal de 80 mm et (c) maximal de 95 mm. (b) Coupe frontale de la vis céphalique expansible.

Les figures 3.10 (a) et 3.10 (c) illustrent l'implant CLOVIS dans des configurations minimale et maximale de vis expansible. Les parties intérieure et extérieure de la vis sont liées par un filetage à pas multiple (quadruple filets). Ce filetage particulier permet de retrouver le pas du filetage auto-taraudeur. La tenue mécanique de la vis expansible a été testée avec succès lors d'un essai cadavérique (voir chapitre 4). Un épaulement permet de remplacer la vis de butée céphalique (voir figure 3.6) ajoutée sur la vis de longueur fixe. Un joint permet d'ajouter une résistance à la rotation relative des parties intérieure et extérieure. Un outil s'insère dans l'extrémité de la partie intérieure et tant que l'épaulement n'est pas en butée, l'ensemble de la vis pénètre dans la tête du fémur, sans mouvement relatif. Une fois l'épaulement en butée, le chirurgien sent une augmentation du couple de vissage, s'arrête et prend une radio permettant de déterminer l'espace entre la tête de vis et l'os cortical de la tête de fémur. Il n'a plus qu'à achever le vissage en comptant les tours de vis

(de pas 3 mm) pour choisir la pénétration optimale. Le dispositif empêchant le dévissage n'a pas été réalisé sur ce premier prototype. Il pourrait être constitué d'une part d'une vis antirotation introduite dans la partie intra-médullaire en face de rainures faites dans la partie extérieure de la vis (comme sur la vis de longueur constante) et d'autre part, d'une pièce introduite par l'extrémité latérale de la vis, pour solidariser les parties intérieure et extérieure.

## 3.3 L'outil de fixation externe de l'implant Clovis

L'outil de fixation externe est un instrument chirurgical indispensable destiné à aider le chirurgien à positionner l'implant avec précision. L'instrument permet de retrouver les positions des vis de l'implant. Il permet également de mesurer les longueurs nécessaires pour les différentes vis.

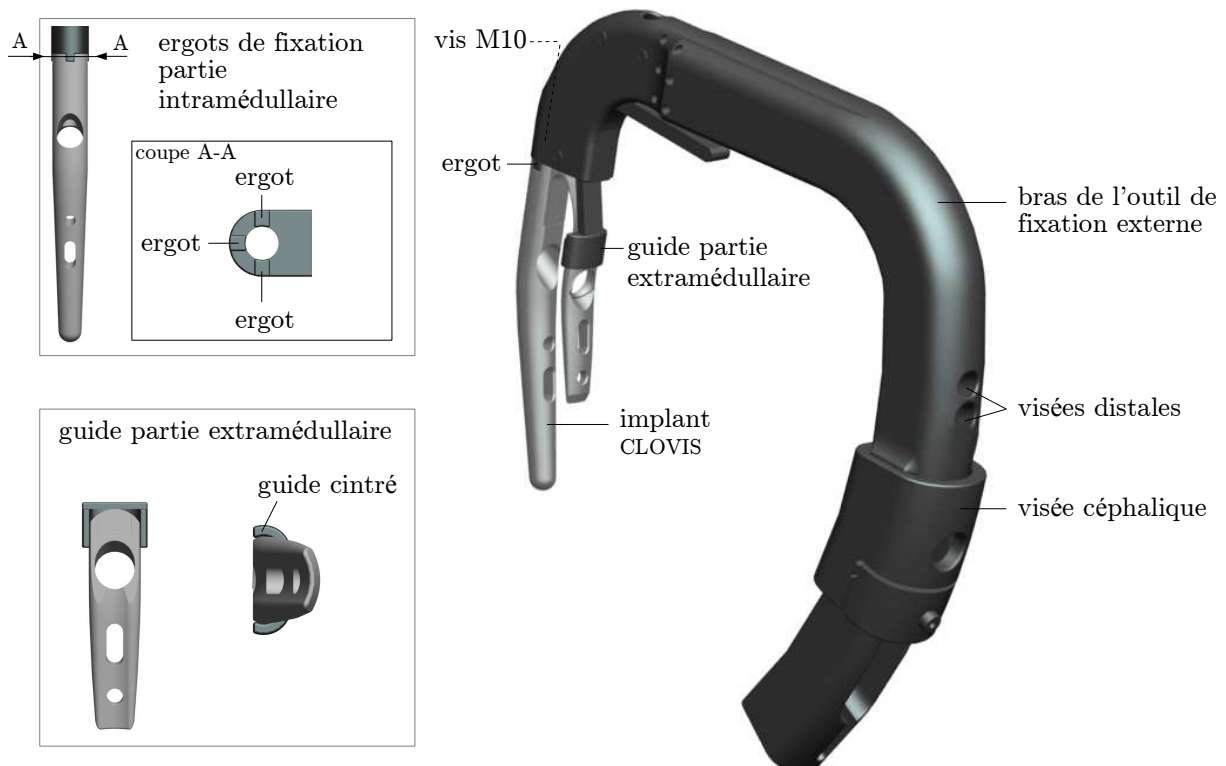
### 3.3.1 Conception de l'outil

#### 3.3.1.1 Description générale

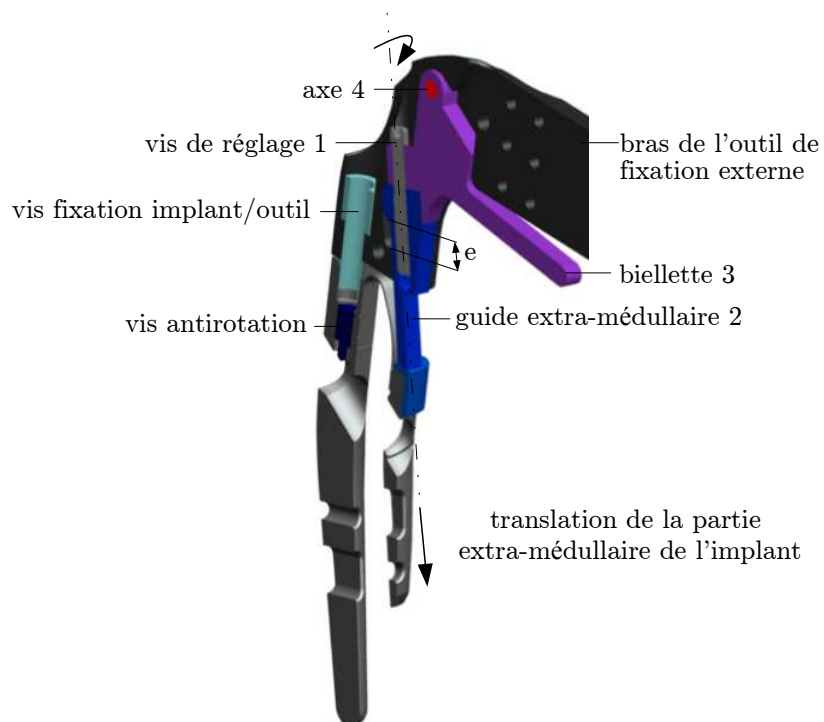
La géométrie de l'outil proposé est représentée sur la figure 3.11. L'implant est fixé sur l'outil au niveau de sa partie intra-médullaire par trois ergots et une vis M10 pour un positionnement précis. Il est maintenu au niveau de sa partie extra-médullaire par emboîtement sur un guide. Un dispositif de réglage permet de descendre ce guide pour définir l'orientation de la vis céphalique. La partie supérieure du bras permet la préhension par le chirurgien lors de l'implantation, et la partie inférieure comporte les dispositifs de visées permettant la mise en position des vis céphalique et de verrouillage distal.

#### 3.3.1.2 Cinématique du dispositif de réglage de l'implant

Le réglage de l'implant est réalisé par un mécanisme représenté sur la figure 3.12. L'action sur la vis 1 permet de descendre le guide 2 et donc la partie extra-médullaire de l'implant de façon à choisir l'orientation de la vis céphalique la mieux adaptée au patient. Ce déplacement est permis grâce à la souplesse de l'anse de l'implant. Le déplacement maximum  $e$  du guide 2 est de 8 mm, ce qui permet de régler l'angulation de la vis céphalique entre  $115^\circ$  et  $135^\circ$ . Lors de l'introduction de l'implant dans le fémur, le passage du massif trochantérien peut nécessiter un écartement des deux parties de l'implant (figure 3.13). Ce dernier est obtenue par la rotation de la biellette 3 autour de l'axe 4. Cette rotation peut être 'libre' ou imposée par le chirurgien par un appui sur la biellette.



**Figure 3.11** – Géométrie de l'outil de fixation externe.



**Figure 3.12** – Mécanisme de réglage de l'implant.

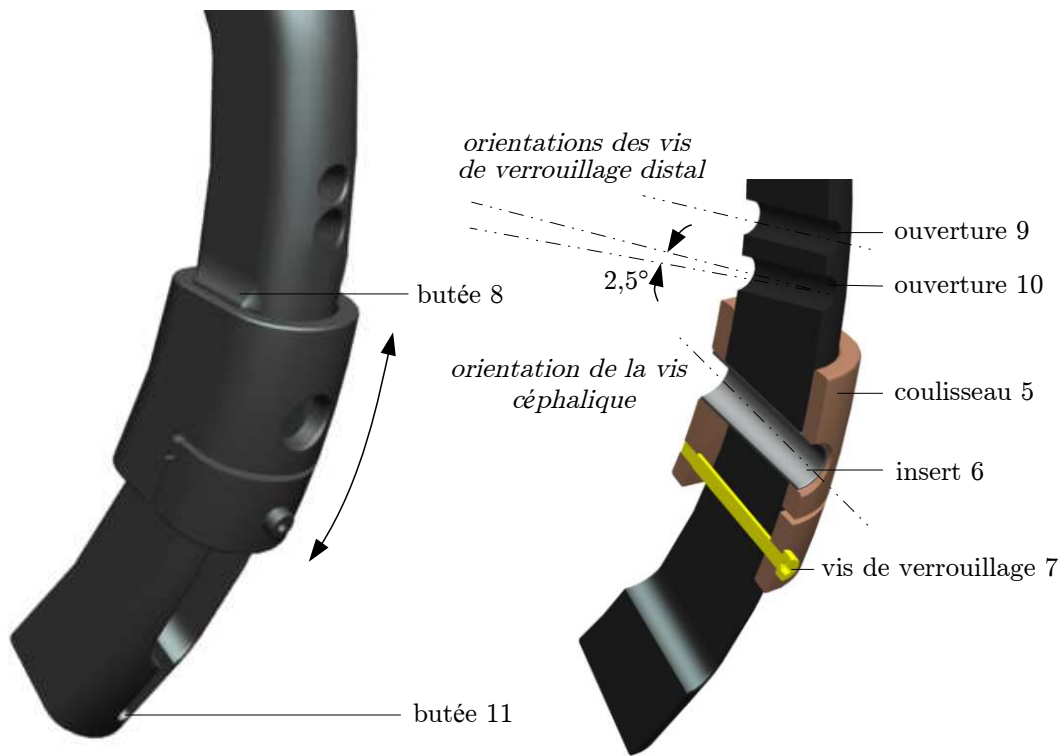




**Figure 3.13** – *Passage du massif trochantérien, écartement des deux parties de l'implant.*

### 3.3.1.3 Cinématique du dispositif de réglage du viseur

Le réglage de la visée céphalique est réalisé par un mécanisme représenté sur la figure 3.14. Ce dernier est constitué d'un coulisseau 5, un insert 6, et une vis de verrouillage 7. Lorsque l'implant est en configuration initiale (angle céphalique  $115^\circ$ ), le coulisseau est en contact avec une butée haute 8 et l'insert est aligné avec les centres des ouvertures intra et extra-médullaires de l'implant. Si le chirurgien règle l'implant pour une configuration différente (voir paragraphe 3.3.1.2), l'alignement n'est plus correct. Il doit alors régler la position du coulisseau (pièce dont le mouvement possible sur l'outil de fixation est centré sur l'ouverture de la partie intra-médullaire de l'implant) afin d'obtenir à nouveau l'alignement entre l'insert et les centres des deux ouvertures de l'implant. L'alignement est correct lorsqu'une tige de diamètre  $12\text{ mm}$  passe librement à travers l'insert 6 et les deux ouvertures biconiques de l'implant. Une fois le réglage effectué, le canon est verrouillé (vis 7) et l'outil de fixation est apte à guider un canon céphalique. Ce dernier permet la pose d'une vis céphalique dans le col fémoral à travers les deux parties de l'implant.

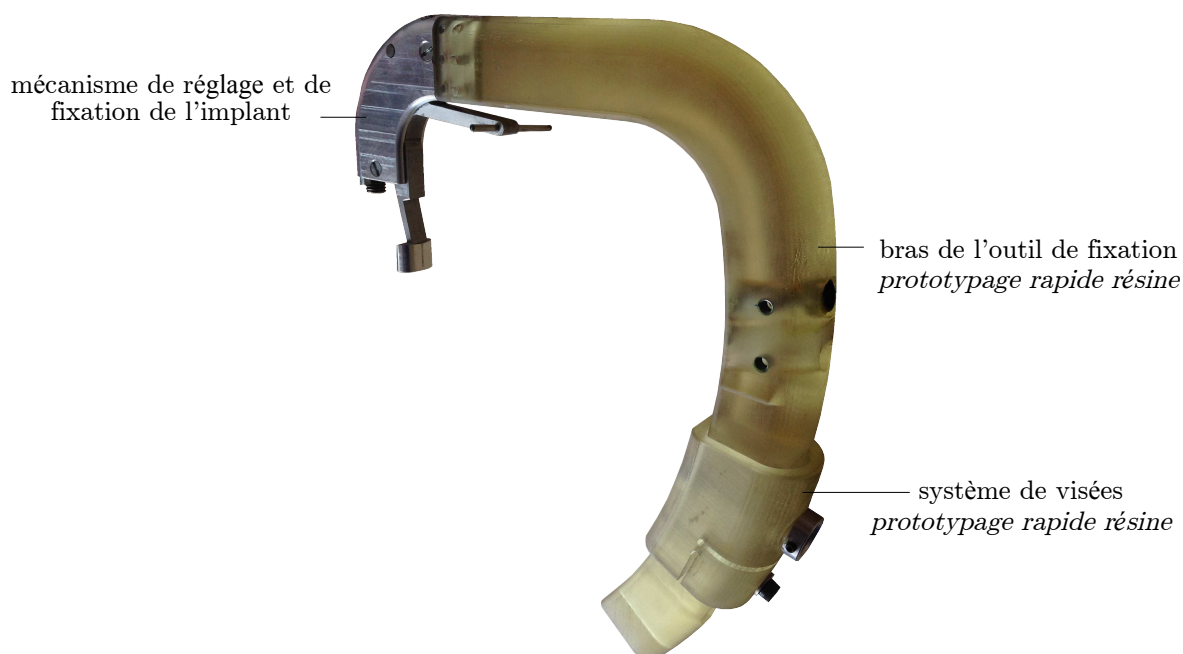


**Figure 3.14** – Mécanisme de réglage du viseur.

L'outil de fixation externe présente deux ouvertures 9 et 10 pour guider un canon distal. Il permet la pose des vis de verrouillage distal. La position de la vis distale supérieure qui fixe la partie intra-médullaire de l'implant est retrouvée naturellement puisque le fixateur et la partie intra-médullaire de l'implant sont encastrés (voir figure 3.5). En revanche, un réglage de l'implant modifiant la position de la vis distale inférieure qui fixe la partie extra-médullaire de l'implant, l'ouverture inférieure de l'outil de fixation est conique uniquement dans le plan frontal. Le chirurgien peut mouvoir le canon distal jusqu'à obtenir l'insertion de la vis distale dans le trou cylindrique de la partie extra-médullaire de l'implant. La mise en position de cette dernière reste à ce jour approximative, le chirurgien doit se fier à son ressenti et aux radiographies afin de s'assurer que la vis de verrouillage distal inférieure soit correctement positionnée. La conception de cet outil de fixation externe doit par conséquent évoluer afin de proposer une solution plus fiable.

### 3.3.2 Fabrication de l'outil de fixation externe

Un prototype d'outil de fixation externe a été réalisé en deux parties (figure 3.15) (b). Le mécanisme de réglage et de fixation de l'implant a été fabriqué par usinage afin d'obtenir une raideur adaptée aux sollicitations importantes rencontrées lors d'un essai d'implantation. La partie correspondant au bras de l'outil de fixation externe et aux systèmes de visées céphaliques et distales a été fabriquée par prototypage rapide résine. Des inserts métalliques ont été positionnés dans les systèmes de visées afin d'améliorer le guidage des différents canons utilisés pendant les essais d'implantation et limiter l'usure du prototype.



**Figure 3.15** – *Fabrication de l'outil de fixation externe.*

## 3.4 Implantation en laboratoire d'anatomie

De multiples séances en bloc opératoire pour la pose de clous GAMMA ont permis d'établir une technique opératoire en phase avec les contraintes hospitalières. Les différentes évolutions de l'implant CLOVIS et de l'outil de fixation externe ont été testées lors de trois campagnes d'essais en laboratoire d'anatomie à Lausanne et Besançon. Les guides et canons de perçage utilisés sont inspirés des matériels ancillaires existants, afin d'une part de limiter les coûts et temps de développement et d'autre part de permettre aux chirurgiens de conserver le plus possible les gestes habituels.

### 3.4.1 Technique opératoire

Deux types d'essai d'implantation ont été réalisés. Des essais sur fémurs ex vivo disséqués ont permis de mieux visualiser les différentes étapes de la technique opératoire imaginée. Des essais sur fémurs ex vivo sur cadavre complet ont permis de tester la procédure d'implantation dans des conditions réelles. Les figures 3.17 et 3.18 illustrent la technique opératoire préconisée et permettent de mieux comprendre les différentes étapes de la procédure d'implantation de l'implant CLOVIS.

#### Préparation du matériel ancillaire

ÉTAPE 0 : L'ensemble des outils nécessaires au positionnement de l'implant CLOVIS sont préparés (broche, alésoirs, douilles, tournevis,...).

#### Réglage de l'orientation céphalique

ÉTAPE 1 : Les parties intra et extra-médullaires de l'implant sont simultanément montées sur l'outil de fixation externe. L'extrémité proximale de la partie extra-médullaire de l'implant est positionnée dans son guide. Puis, les ergots de l'outil sont engagés dans les encoches de la partie intra-médullaire. La vis de fixation permet de solidariser la partie intra-médullaire de l'implant et l'outil de fixation externe. Une radiographie du fémur proximal du patient dans le plan frontal permet de prérégler l'orientation de la vis céphalique.

#### Incision cutanée

ÉTAPE 2 : Le chirurgien procède à une première incision cutanée d'environ 2-3 cm à partir du sommet du grand trochanter en direction de l'os coxal.

#### Décollement des chairs

ÉTAPE 3 : Un outil, baptisé « chausse implant », a été fabriqué pour écarter les chairs. Ce dernier est illustré par la figure 3.16. L'outil présente une lame qui se glisse entre les chairs et la face latérale de la diaphyse fémorale. Il présente également un guide qui se positionne sur le massif trochantérien et une ouverture qui permet de positionner une pointe courbe (trocart) pour l'ouverture de l'os cortical. Le chirurgien nous indique qu'avec un peu d'expertise, il devrait pouvoir se passer de cet outil.

#### Prépositionnement trocart

ÉTAPE 4 : Le point d'entrée de la partie intra-médullaire de l'implant CLOVIS est situé au niveau du massif trochantérien. Il est plus latéral que celui d'un implant de type clou



**Figure 3.16** – *Description de l'outil « chausse implant », utilisé pour décoller les chairs et pour déterminer le point d'entrée de la partie intra-médullaire de l'implant.*

GAMMA.

### Ouverture corticale

ÉTAPE 5 : Le chirurgien procède à l'ouverture de l'os cortical à l'aide du trocart, outil à pointe triangulaire.

### Introduction tige guide

ÉTAPE 6 : Une broche flexible de 3 mm de diamètre est insérée à travers le trocart à l'intérieur du canal médullaire, elle servira de guide pour l'alésage du canal médullaire. Le trocart est ensuite extrait de la corticale.

### Alésage du canal médullaire

ÉTAPE 7 : Des alésoirs flexibles de tailles croissantes sont utilisés pour aléser la diaphyse fémorale.

### Introduction de l'implant

ÉTAPE 8 : L'implant est introduit à l'aide de l'outil de fixation externe. Lors de l'insertion de l'implant, la partie extra-médullaire de l'implant peut s'écarter au contact du grand trochanter. Lorsque la partie extra-médullaire a totalement dépassé le grand trochanter, elle se positionne naturellement sur la diaphyse fémorale.

### Seconde incision cutanée

ÉTAPE 9 : Une douille céphalique est insérée à travers la visée céphalique de l'outil de fixation externe. Une seconde incision est réalisée au niveau de la cuisse afin de positionner

la douille au contact de la partie extra-médullaire de l'implant. La douille céphalique est verrouillée sur la visée céphalique.

### **Perçage corticale**

ÉTAPE 10 : Une douille guide de diamètre interne 4,2 *mm* est ensuite introduite dans la douille céphalique jusqu'au contact avec la partie extra-médullaire de l'implant. Elle est verrouillée sur la douille céphalique. La corticale est ouverte à l'aide d'une mèche de 4,15 *mm* de diamètre.

### **Introduction broche de Kirschner**

ÉTAPE 11 : La douille guide de perçage est extraite puis remplacée par une douille pour broche de Kirschner (tige guide). Cette dernière est verrouillée sur la douille céphalique. Une broche de Kirschner est introduite jusqu'à l'os sous-chondral. Une radiographie permet de vérifier l'orientation de la broche. Le chirurgien règle l'implant et l'outil de fixation si nécessaire. La longueur de la vis céphalique adaptée à la morphologie du patient est ensuite mesurée.

### **Alésage du col fémoral**

ÉTAPE 12 : Le col fémoral est alésé à l'aide d'une tarière étagée (guidée extérieurement par la douille céphalique et intérieurement par la broche de Kirschner).

### **Introduction vis céphalique**

ÉTAPE 13 : La tarière étagée est extraite puis une vis céphalique est introduite à l'aide d'un tournevis cervical à travers les deux parties de l'implant jusqu'à l'os sous-chondral (également guidée extérieurement par la douille céphalique et intérieurement par la broche de Kirschner). L'extrémité sphérique de la vis antirotation (présente dans la partie intra-médullaire de l'implant) est logée dans une des cannelures de la vis céphalique. La broche de Kirschner puis la douille céphalique sont extraites.

### **Perçage distal inférieur**

ÉTAPE 14 : Une douille distale est introduite à travers la visée distale inférieure de l'outil de fixation externe puis à travers la seconde incision (étape 9), jusqu'au contact avec la partie extra-médullaire de l'implant. La douille distale est verrouillée sur l'outil de fixation. Une douille guide de diamètre interne 4,2 *mm* est ensuite introduite dans la douille distale. Elle est verrouillée sur la douille distale. La corticale est ouverte à l'aide d'une mèche de 4,2 *mm* de diamètre. La longueur de la vis distale inférieure adaptée à la morphologie du patient est mesurée.

**Introduction vis distale inférieure**

ÉTAPE 15 : La douille guide est extraite de la douille distale. La vis distale inférieure est insérée dans la douille distale puis à travers les deux parties de l'implant à l'aide d'un tournevis. La douille distale est finalement extraite de la visée distale inférieure.

**Perçage distal supérieur**

ÉTAPE 16 : La douille distale est introduite à travers la visée distale supérieure de l'outil de fixation externe puis à travers la seconde incision (étape 9), jusqu'au contact avec la partie extra-médullaire de l'implant. La douille distale est verrouillée sur l'outil de fixation. La douille guide de diamètre interne 4,2 mm est ensuite introduite dans la douille distale. Elle est verrouillée sur la douille distale. La corticale est ouverte à l'aide d'une mèche de 4,2 mm de diamètre. La longueur de la vis distale supérieure adaptée à la morphologie du patient est mesurée.

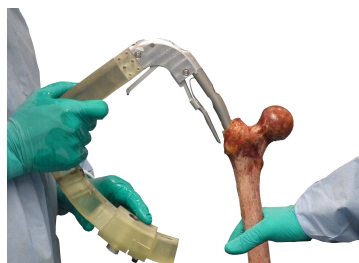
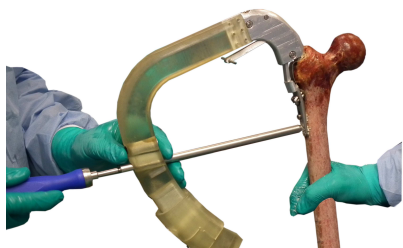
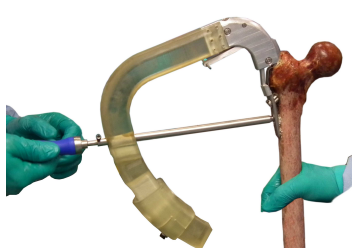
**Introduction vis distale supérieure**

ÉTAPE 17 : La douille guide est extraite de la douille distale. La vis distale supérieure est insérée dans la douille distale puis à travers les deux parties de l'implant à l'aide d'un tournevis. La douille distale est finalement extraite de la visée distale supérieure.

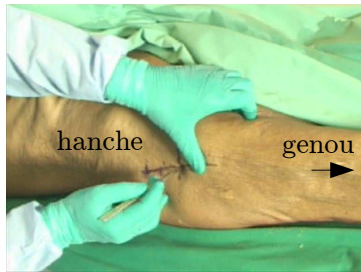
**Extraction de l'outil de fixation externe**

ÉTAPE 18 : La vis qui solidarise la partie intra-médullaire de l'implant et l'outil de fixation externe est dévissée. Les ergots de l'outil sont désengagés des encoches de la partie intra-médullaire. Le guide de l'outil est dégagé de l'extrémité proximale de la partie extra-médullaire de l'implant.

Trois chirurgiens ont testés la procédure d'implantation lors d'une séance de travail en laboratoire d'anatomie. Deux d'entre eux ne connaissaient pas l'implant CLOVIS. Aucune difficulté particulière n'a été évoquée, exceptée lors de l'introduction de l'une des vis de verrouillage distal. Ce point sera amélioré lors d'une prochaine version de l'outil de fixation externe. Le temps d'opération est difficilement quantifiable dans cette phase préliminaire. Au dire des chirurgiens, il sera sans doute équivalent à ceux observés actuellement pour un clou GAMMA ou une plaque DHS. Les chirurgiens ont également souligné la diminution du caractère invasif de l'opération car deux incisions cutanées suffisent contre au moins trois pour un clou GAMMA ou une plaque DHS.

**Etape 0** *Matériel ancillaire***Etape 1** *Réglage de l'implant***Etape 3** *Décollement chair***Etape 4** *Prépositionnement trocart***Etape 5** *Ouverture corticale***Etape 6** *Introduction tige guide***Etape 7** *Alésage du canal médullaire***Etape 8** *Introduction de l'implant***Etape 11** *Introduction broche de Kirschner***Etape 15** *Introduction vis distale inférieure***Etape 17** *Introduction vis distale supérieure***Fin de la procédure** *Implant en position***Figure 3.17** – *Essai d'implantation ex vivo sur un fémur disséqué.*



**Etape 2** *Incision***Etape 3** *Décollement chair***Etape 5** *Ouverture corticale***Etape 6** *Introduction tige guide***Etape 7** *Alésage du canal médullaire***Etape 8** *Introduction de l'implant***Etape 9** *2ème Incision***Etape 13** *Introduction vis céphalique***Etape 15** *Introduction vis distale inférieure***Etape 17** *Introduction vis distale supérieure***Etape 18** *Retrait outil de fixation* **Fin de la procédure** *Radiographie de l'implant***Figure 3.18** – *Essai d'implantation ex vivo sur un cadavre complet.*

### 3.5 Conclusion du troisième chapitre

L'objectif du projet 'CLOVIS' est de concevoir et de mettre au point un implant universel pour l'ostéosynthèse du fémur proximal et son instrumentation afin d'offrir plus de souplesse au chirurgien lors des opérations et réduire les volumes de stocks dans les hôpitaux. L'implant proposé peut s'adapter à la morphologie du patient en termes d'angulation et de longueur de vis céphalique. Il permet un choix continu et non plus discret de ces grandeurs. Il permet de réduire le volume de stock présent dans les hôpitaux. L'utilisation de cet implant semble donc intéressante d'un point de vue économique et d'un point de vue souplesse d'utilisation.

Le tableau 3.1 regroupe l'ensemble des références nécessaires pour traiter une majorité de patients en comparaison des deux implants les plus courants aujourd'hui.

implant	dispositif	vis céphaliques	références
GAMMA	$[120^\circ; 125^\circ; 130^\circ]$	$[70-120]$ , pas 5 mm	33
DHS	$[130^\circ; 135^\circ; 140^\circ; 145^\circ; 150^\circ]$	$[50-145]$ , pas 5 mm	100
CLOVIS	$[115^\circ \leq \beta \leq 135^\circ]$	$[70 \leq L \leq 90]$ , $[85 \leq L \leq 105]$ , $[100 \leq L \leq 120]$	3

**Tableau 3.1** – *Récapitulatif du nombre total de références des implants GAMMA, DHS et CLOVIS.*

Les fractures inter-trochantériennes provoquent souvent une rupture du grand trochanter sur lequel s'attachent plusieurs muscles responsables de la stabilité lors de la marche. Les implants généralement utilisés ne permettent pas toujours une stabilisation adéquate de ces fractures du grand trochanter. L'implant CLOVIS contribue, par son anse, au maintien du fragment osseux du grand trochanter.

# 4

## Analyse comparative des différents implants

### Sommaire

---

<b>4.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>79</b>
<b>4.2</b>	<b>Simulations numériques</b>	<b>80</b>
4.2.1	Définition des modèles Éléments Finis d'ostéosynthèse	80
4.2.2	Analyse numérique : fracture inter-trochantérienne sans jeu	82
4.2.3	Analyse numérique : fracture inter-trochantérienne avec jeu	88
4.2.4	Analyse numérique : fracture sous-trochantérienne inverse	91
<b>4.3</b>	<b>Expérimentation sur fémurs synthétiques</b>	<b>94</b>
4.3.1	Analyse expérimentale : fracture inter-trochantérienne	94
4.3.2	Mouvement du foyer de fracture inter-trochantérienne	100
<b>4.4</b>	<b>Essais en laboratoire d'anatomie</b>	<b>102</b>
4.4.1	Analyse expérimentale : fracture inter-trochantérienne	102
4.4.2	Mouvement du foyer de fracture inter-trochantérienne	109
<b>4.5</b>	<b>Comparaison des différentes approches</b>	<b>110</b>

---

### 4.1 Introduction

Les comportements du clou GAMMA, de la plaque DHS et de l'implant CLOVIS sont comparés grâce aux outils définis dans le chapitre 2. Dans un premier temps, ces comparaisons porteront sur l'analyse des simulations numériques réalisées sur les trois implants. Des essais de cycle proches de la marche seront ensuite menés afin d'étudier le comportement

de ces implants sur os synthétiques. Ces résultats seront confrontés à ceux réalisés sur os cadavériques en laboratoire d'anatomie.

## 4.2 Simulations numériques

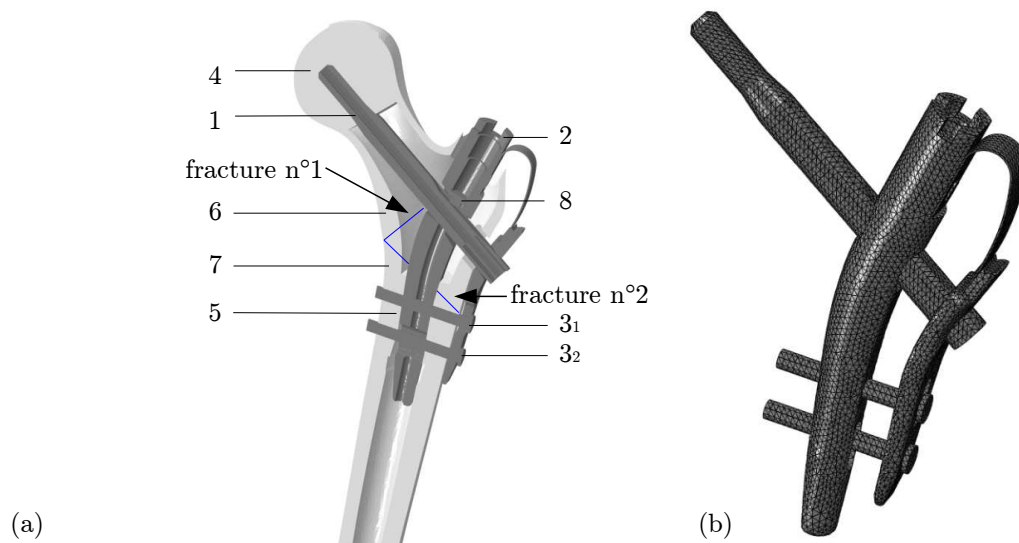
Les calculs par Éléments Finis permettent de mieux cerner le comportement mécanique de chaque implant. Cet outil a également été utilisé lors du développement de l'implant CLOVIS afin d'optimiser numériquement ses dimensions. Les simulations présentées correspondent à la version de l'implant CLOVIS définie figure 3.2 (c). Cet implant présente un diamètre de vis céphalique de 9,95 *mm*. La longueur de cette vis est de 100 *mm*. L'angulation céphalique de l'implant est ici de 125° (configuration représentative de la majorité des angulations céphaliques observées chez les adultes).

Remarque : dans la dernière version de l'implant (figure 3.2 (d)), un diamètre de vis céphalique plus important s'est avéré nécessaire pour permettre l'utilisation d'une vis céphalique expansible. Ce dernier implant n'a pas été simulé mais a été validé expérimentalement.

### 4.2.1 Définition des modèles Éléments Finis d'ostéosynthèse

Le modèle Éléments Finis du fémur ostéoporotique fracturé présenté dans le chapitre 2 est utilisé afin d'étudier le clou GAMMA, la plaque DHS et l'implant CLOVIS pour deux types de fractures (inter-trochantérienne et sous trochantérienne inverse). Les tailles des implants ont été sélectionnées sur les conseils d'un partenaire clinicien en orthopédie et en traumatologie.

La figure 4.1 (a) illustre le modèle correspondant à l'implant CLOVIS. Les modèles correspondant au clou GAMMA et à la plaque DHS sont fournis en annexe A. Selon de nombreux praticiens (voir[Helwig 09]), les conditions de guérison d'une fracture du fémur proximal sont meilleures lorsque la vis céphalique d'un implant est positionnée au plus près de l'éperon de Merckel. Ainsi, dans cette étude, la vis céphalique est positionnée dans la partie basse du col fémoral.



**Figure 4.1** – (a) Description du modèle Éléments Finis du fémur numérique ostéoporotique fracturé fixé par l'implant CLOVIS. (b) Visualisation du maillage de l'implant.

### Contact

Les contacts et les encastrements définis entre les différents éléments du modèle Éléments Finis du fémur numérique ostéoporotique fracturé fixé par l'implant CLOVIS sont résumés dans le tableau 4.1.

implant clovis	1	2	3	4	5	6	7	8
1 vis céphalique	-	0,1	-	×	-	-	-	0,1
2 implant		-	0,1	-	×	0,3	0,3	×
3 vis distales			-	-	×	-	×	-
4 os trabéculaire supérieur				-	-	×	-	-
5 os trabéculaire inférieur					-	-	×	-
6 fragment cortical supérieur						-	0,3	-
7 fragment cortical inférieur							-	-
8 vis antirotation								-

- = aucun lien, (0,1 ou 0,3) = coefficient de frottement, × = encastrement.

**Tableau 4.1** – Définition des contacts, des coefficients de frottement et des encastrements dans les modèles Éléments Finis des fémurs ostéoporotiques fracturés fixés par l'implant CLOVIS.

### Maillage

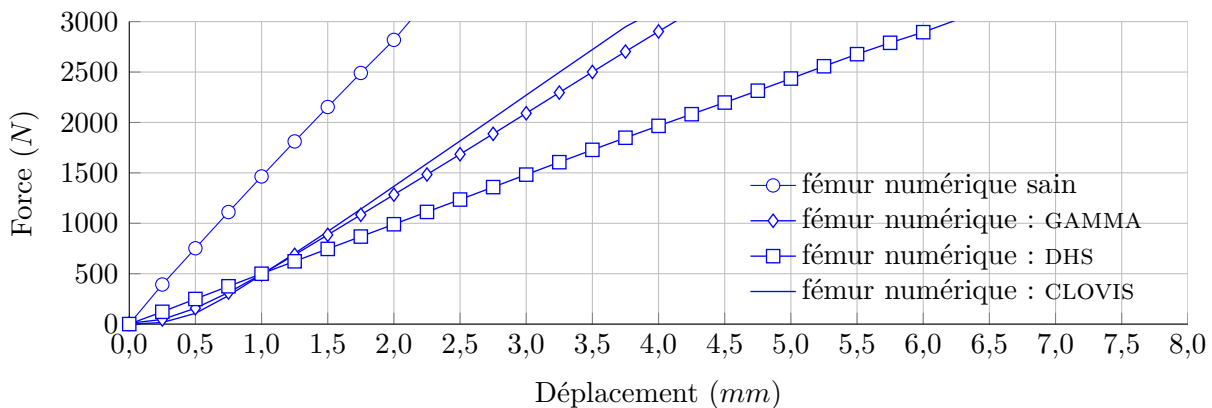
Le modèle numérique de l'implant CLOVIS est discrétisé en éléments solides 3D tétraédriques quadratiques modifiés (C3D10M). La taille moyenne des éléments est de l'ordre de 1,5 mm correspondant à un total d'environ 65000 éléments. Le maillage du modèle numérique de l'implant CLOVIS est illustré par la figure 4.1 (b).

### Comportement des implants

Bien que le comportement des implants en acier inoxydable soit en fait élastoplastique, nous avons choisi de nous limiter à un comportement élastique linéaire isotrope puisque les aspects de plastification des implants sont absolument à éviter. Le module de Young  $E$  (MPa) et le coefficient de Poisson  $\nu$  utilisés sont respectivement égaux à 200000 MPa et 0,3.

#### 4.2.2 Analyse numérique : fracture inter-trochantérienne sans jeu

Le comportement mécanique des trois implants est tout d'abord étudié dans le cas d'une fracture inter-trochantérienne idéale (un seul trait de fracture rectiligne). L'effort appliqué sur la cupule sphérique est exprimé en fonction de son déplacement (figure 4.2).



**Figure 4.2** – Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques sains puis ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes) et fixés par les différents implants.

Les courbes de couleur bleue font référence aux études numériques, les vertes aux études sur os synthétiques, enfin les rouges présentent les résultats des études sur os cadavériques.

Les raideurs sont présentées dans le tableau 4.2. Celles qui sont liées à l'utilisation de l'implant CLOVIS et du clou GAMMA sont relativement proches et correspondent à respectivement 55% et 52% de la raideur du fémur sain alors que celle obtenue pour la plaque DHS n'est que de 33%. On remarque une pente très faible en début de chargement pour le clou GAMMA et l'implant CLOVIS. Cette faible raideur vient du fait que le clou GAMMA et la partie intra-médullaire de l'implant CLOVIS ne sont pas initialement en contact avec le canal médullaire. La plaque DHS est quant à elle reliée à l'os cortical par l'intermédiaire des vis de verrouillage distal. La raideur observée pour cette dernière est donc quasiment constante. Les différences de comportement en début de simulation numérique

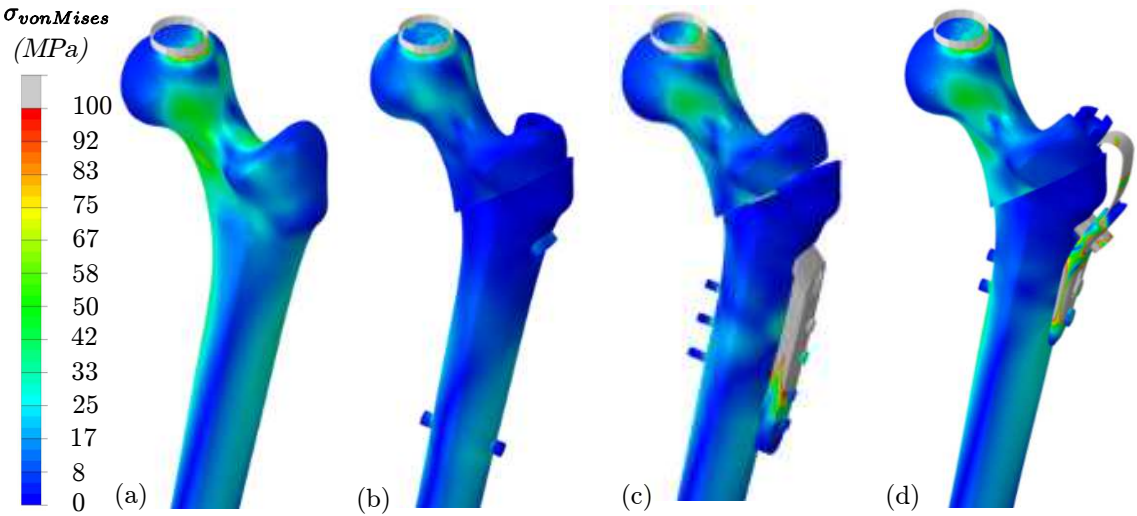


s’expliquent donc par une phase de prépositionnement des pièces intra-médullaires dans la dipahyse fémorale.

modèles Éléments Finis	raideurs ( $N/mm$ )
fémur sain	1430
fémur ostéoporotique fracturé fixé par le clou GAMMA	740
fémur ostéoporotique fracturé fixé par la plaque DHS	480
fémur ostéoporotique fracturé fixé par l’implant CLOVIS	790

**Tableau 4.2** – *Raideurs des modèles Éléments Finis des fémurs numériques sain et ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants.*

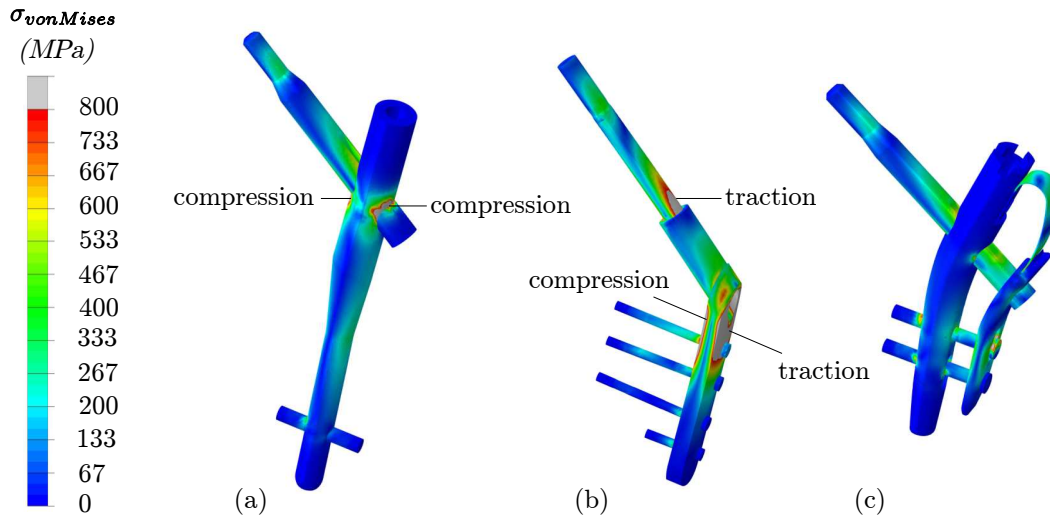
Rappelons que le processus de remodelage osseux peut dépendre des sollicitations mécaniques en tout point de l’os (voir paragraphe 1.2.4.2). L’os se régénère en fonction des contraintes dynamiques qu’il subit. Un état de compression est donc nécessaire au remodelage osseux. Nous n’avons pas d’information chiffrée sur le niveau de contraintes optimal pour activer ce remodelage. L’objectif ici est donc de comparer numériquement l’état de contraintes de l’os sain à celui observé lors de l’utilisation des différents implants.



**Figure 4.3** – *Répartition des contraintes dans les fémurs numériques (a) sain et ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes) sous une charge de 3000 N, fixés par (b) le clou GAMMA, (c) la plaque DHS et (d) l’implant CLOVIS.*

Sous une charge de 3000 N, les ostéosynthèses par plaque DHS ou implant CLOVIS (figures 4.3 (c) et 4.3 (d)) entraînent un état de contraintes dans le fémur ostéoporotique fracturé relativement proche de celui calculé dans le fémur sain (figure 4.3 (a)). Ceci constitue un point positif pour le nouvel implant. L’utilisation du clou GAMMA indique en revanche un état de contraintes sensiblement plus faible dans le fémur ostéoporotique fracturé, notamment dans la région du col (figure 4.3 (b)).

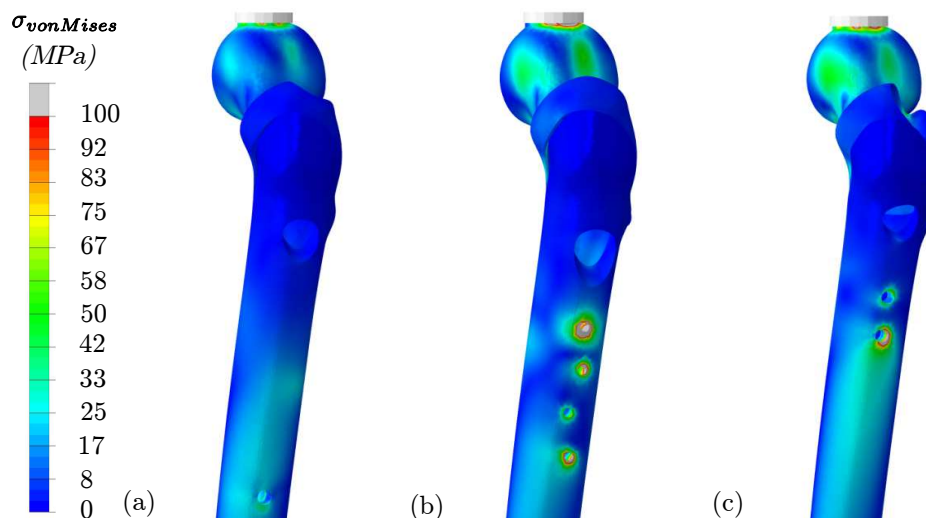
Si l'os cortical a besoin de contraintes pour poursuivre son développement, l'implant par contre doit supporter des contraintes inférieures aux limites de charges admissibles en fatigue. Une minimisation des contraintes au sein des implants est donc recherchée. L'amplitude des contraintes dans le clou GAMMA est particulièrement élevée au niveau de la liaison entre le clou et la vis céphalique (figure 4.4 (a)). Ce résultat peut expliquer quelques cas de rupture observés dans cette partie du clou (voir paragraphe 1.3.2). Les contraintes calculées dans la plaque DHS et sa vis céphalique sont également élevées (figure 4.4 (b)). Sous 3000 N, des états de contraintes supérieurs à 800 MPa sont observés pour ces deux implants, une plastification est attendue, elle sera confirmée pour la plaque DHS lors d'essai cadavérique. Un état de contraintes plus faible est observé dans l'implant CLOVIS (figure 4.4 (c)), ce qui est a priori intéressant pour la tenue mécanique de l'implant.



**Figure 4.4** – Répartition des contraintes dans les différents implants sous une charge de 3000 N. (a) clou GAMMA, (b) plaque DHS et (c) implant CLOVIS.

Les analyses mécaniques simplifiées réalisées dans le chapitre 3 (voir paragraphe 3.2.3.4) estimaient des niveaux de sollicitation de l'os cortical relativement importants dans les zones de verrouillage distal pour le cas de la plaque DHS et de l'implant CLOVIS. Les simulations numériques corroborent ces estimations. La figure 4.5 présente les états de contraintes dans l'os au niveau des zones correspondantes aux positionnements des vis de verrouillage distal pour les trois implants. L'utilisation du clou GAMMA entraîne une faible sollicitation qui peut s'expliquer par l'appui du clou sur la face interne médiale de la diaphyse fémorale. Les niveaux de sollicitations sont en revanche plus important dans ces zones de fixations distales dans le cas de la plaque DHS et de l'implant CLOVIS.

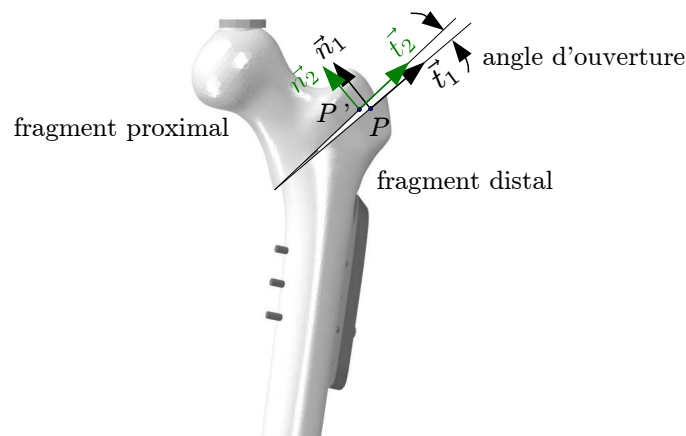




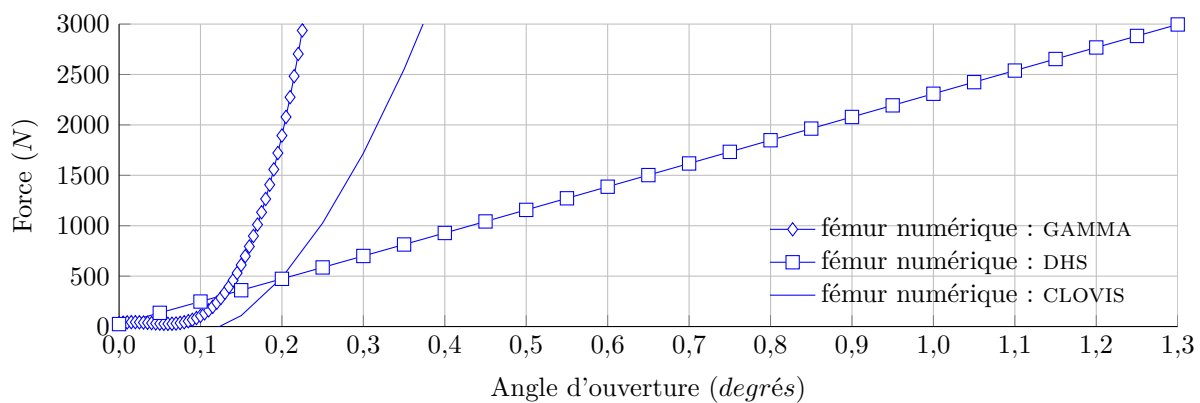
**Figure 4.5** – Répartition des contraintes dans les fémurs numériques ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes) dans les zones de verrouillage distal sous une charge de 3000 N. (a) clou GAMMA, (b) plaque DHS et (c) implant CLOVIS.

S'il peut sembler intéressant de se rapprocher de la raideur d'un fémur sain et de son état de contraintes, seule l'analyse du mouvement du foyer de fracture montrera ou non le caractère bénéfique de tel ou tel implant. Les mouvements relatifs des deux fragments osseux sont calculés sous la charge de 3000 N pour chaque implant. Pour réaliser ce calcul, deux nœuds du maillage ( $P$  et  $P'$ ) initialement confondus appartenant respectivement aux fragments osseux distal et proximal sont sélectionnés dans le modèle Éléments Finis (figure 4.6). Les repères associés à chacun des plans de fracture sont déterminés. L'angle entre les axes  $\vec{t}_1$  et  $\vec{t}_2$  correspond à l'angle d'ouverture de la fracture. La composante  $\overrightarrow{PP'} \cdot \vec{t}_1$  correspond au déplacement tangentiel du fragment proximal. Notons que ce déplacement peut être néfaste à la consolidation car il correspond à un cisaillement du foyer de fracture mais aucune valeur chiffrée de cette composante critique n'a été trouvée. Une angulation importante sera également un frein à la consolidation de la fracture.

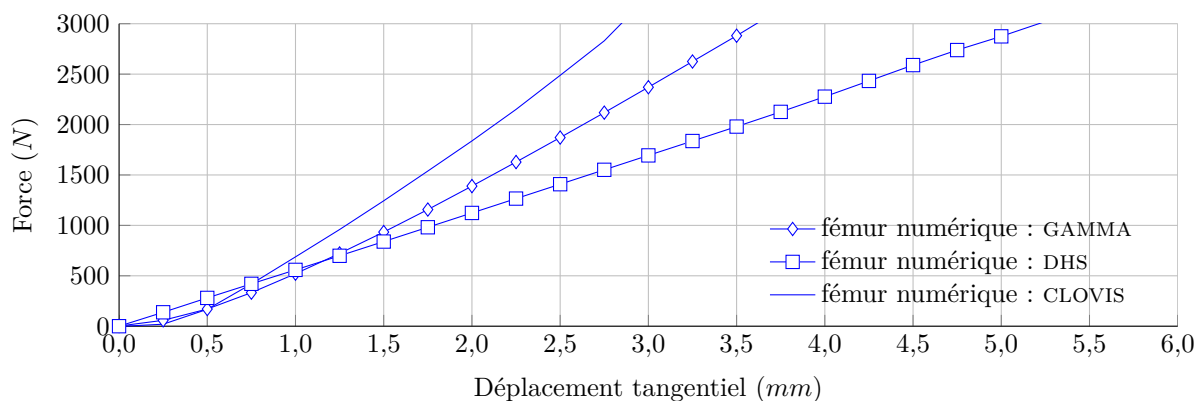
Les figures 4.7 et 4.8 présentent les angles d'ouverture et les déplacements tangentiels calculés pour les trois implants. L'utilisation de la plaque DHS montre une ouverture du foyer de fracture de l'ordre de 1,3 degrés et un glissement d'environ 5 mm. Ces valeurs sont plus faibles pour le clou GAMMA et l'implant CLOVIS. On retrouve sur ces figures, et principalement sur la figure 4.7, le caractère non linéaire de la réponse du clou GAMMA et de l'implant CLOVIS. Dans le cas du clou GAMMA ou de l'implant CLOVIS, on observe d'abord un rattrapage du jeu entre l'implant et le canal médullaire. Une fois le jeu rattrapé, les courbes ne sont pas linéaires, car la zone de contact entre l'implant et le canal médullaire va évoluer avec le chargement, augmentant ainsi progressivement la raideur globale.



**Figure 4.6** – Méthode de calcul de l'angle d'ouverture et du déplacement tangentiel au niveau du foyer de fracture appliquée sur le modèle correspondant à l'utilisation de la plaque DHS.

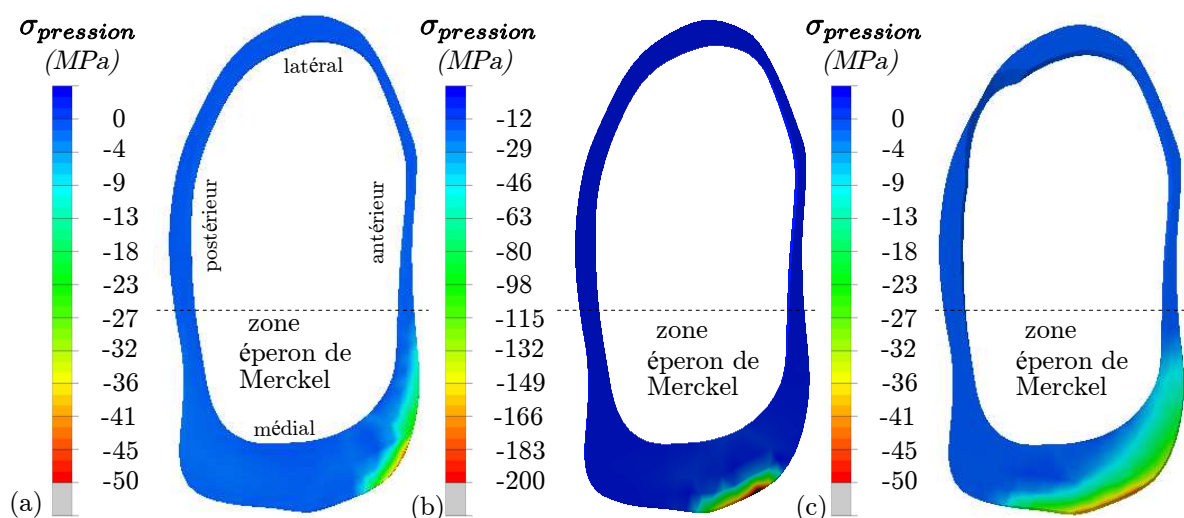


**Figure 4.7** – Comparaison des angles d'ouverture des fémurs numériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants.



**Figure 4.8** – Comparaison des déplacements tangentiels des fémurs numériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants.

La figure 4.9 présente les pressions de contact normales calculées au niveau du foyer de fracture. L'état de contraintes observé dans le cas de la plaque DHS est relativement important. Dans cette simulation, il peut dépasser la limite à la rupture en compression de l'os cortical. Rappelons que cette limite est de l'ordre de  $125\text{ MPa}$  à  $250\text{ MPa}$ . Les états de contraintes calculés pour le clou GAMMA et la plaque DHS semblent en revanche plus acceptables. On remarque que dans le cas de l'implant CLOVIS, la zone comprimée est plus importante, ce qui devrait conduire à une meilleure consolidation osseuse.

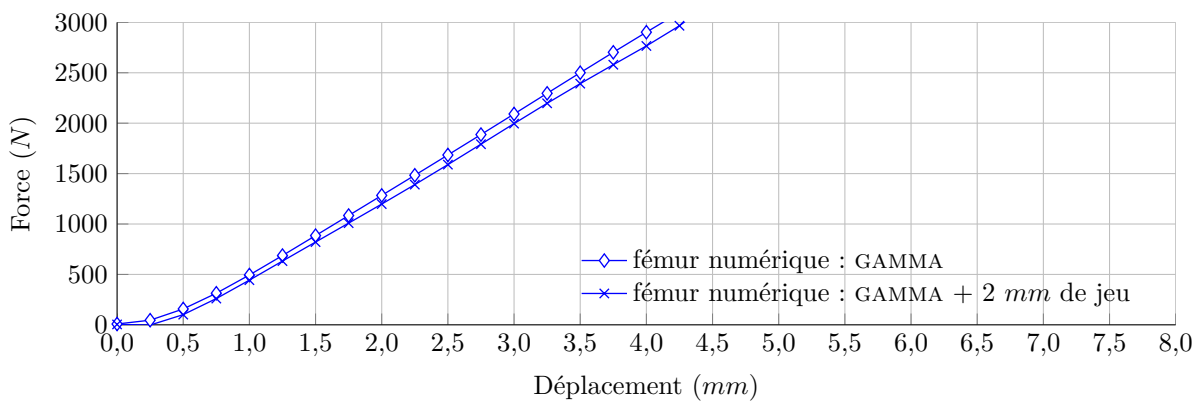


**Figure 4.9** – Répartition des pressions de contact normales sur la fracture sous une charge de 3000 N. (a) clou GAMMA, (b) plaque DHS et (c) implant CLOVIS.

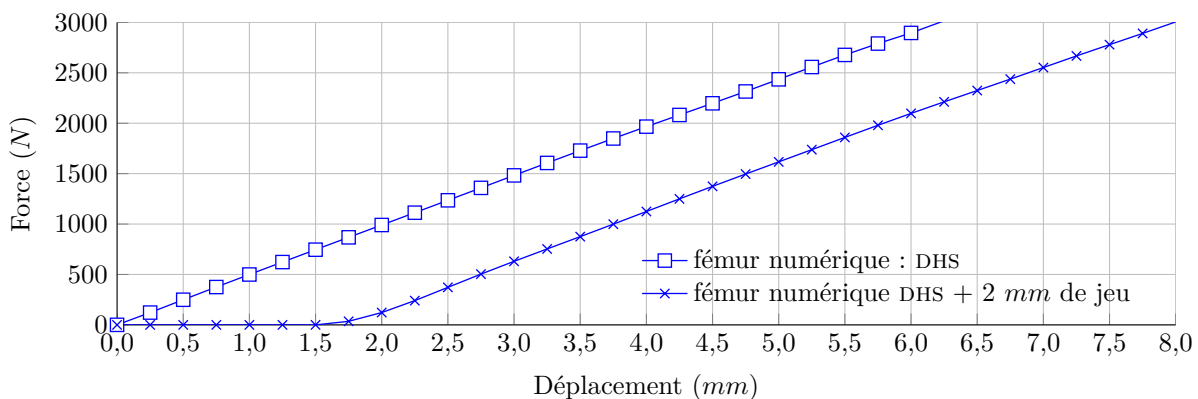
Ces différences de chargement sur la zone fracturée sont analysées. Dans le cas de la plaque DHS, la vis céphalique présente un faible diamètre, la flexion de cette vis entraîne un déplacement vertical important du fragment proximal. La compression au niveau de l'éperon de Merckel est donc forte. Dans le cas du clou GAMMA, la majorité des efforts transite par le matériel d'ostéosynthèse, ce qui a pour conséquence de décharger l'os. Ce phénomène s'explique par un arc-boutement entre la vis et le clou, ce qui sera confirmé par l'étude de la fracture inter-trochantérienne avec jeu. La fracture ne s'ouvre que très peu ( $0,2^\circ$ ), ce qui est bénéfique, mais n'est que peu chargée en compression, ce qui est moins favorable au remodelage osseux. Sur la simulation, le verrouillage dynamique recherché ne semble donc pas atteint, la vis ne se translatant pas dans le clou. L'implant CLOVIS semble être un bon compromis entre les mouvements du foyer de fracture qui restent limités et la sollicitation de l'os au niveau de la fracture. A l'exception des vis de verrouillage distal, c'est l'implant qui présente le niveau de sollicitation le plus faible.

### 4.2.3 Analyse numérique : fracture inter-trochantérienne avec jeu

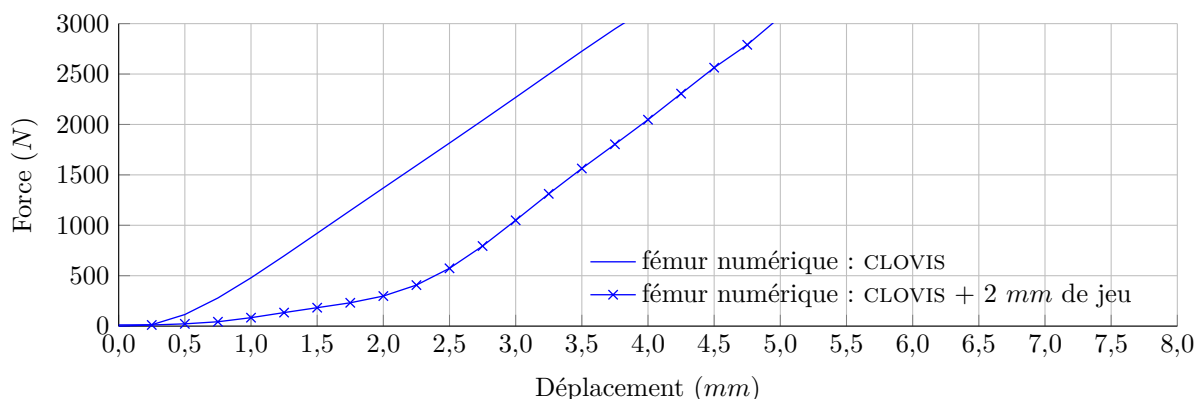
Rappelons que l'un des objectifs principaux des implants est de favoriser la compression du foyer de fracture. Cet aspect 'dynamique' est associé à l'utilisation d'une vis céphalique en liaison glissière avec le clou et/ou la plaque. Un modèle Éléments Finis d'un fémur ostéoporotique présentant une fracture inter-trochantérienne avec 2 mm de jeu a été simulé (cas d'une réduction anatomique incomplète). L'étude vise à étudier l'impact de ce jeu pour chaque implant. Les figures 4.10, 4.11 et 4.12 présentent respectivement les efforts appliqués sur la cupule sphérique en fonction de son déplacement dans le cas d'une fracture inter-trochantérienne sans jeu et avec jeu fixée par les différents implants.



**Figure 4.10** – Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes avec/sans jeu) fixés par le clou GAMMA.



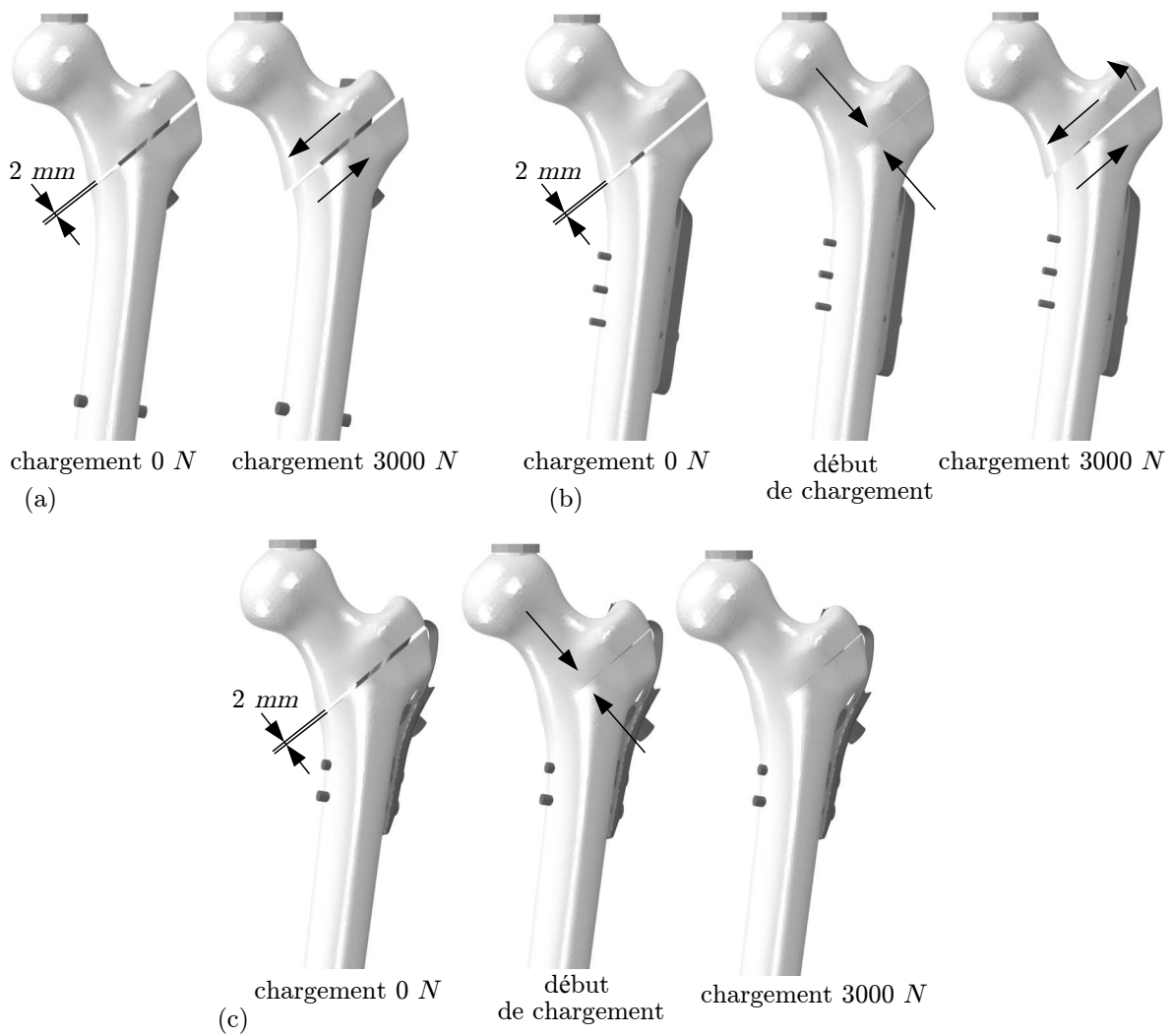
**Figure 4.11** – Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes avec/sans jeu) fixés par la plaque DHS.



**Figure 4.12** – Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles *Éléments Finis* des fémurs numériques ostéoporotiques fracturés (inter-trochantériennes avec/sans jeu) fixés par l'implant CLOVIS.

Les résultats indiquent que l'utilisation du clou GAMMA ne permet pas la compression du foyer de fracture. La figure 4.13 (a) montre qu'il n'y a aucun contact entre les deux fragments osseux sous la charge de 3000 N, ce qui confirme l'hypothèse d'arc-boutement. Un simple déplacement tangentiel des deux fragments osseux est observé. L'utilisation de la plaque DHS semble ici plus intéressante, un faible effort appliqué sur la tête fémorale permet à la vis céphalique de glisser par rapport à la plaque (figure 4.13 (b)). Les deux fragments osseux viennent donc au contact. Suite à ce contact, on observe à nouveau d'importants mouvements du foyer de fracture (ouverture et déplacement tangentiel), qui seront néfastes à la consolidation osseuse. L'implant CLOVIS semble à nouveau être le meilleur compromis : le verrouillage dynamique est efficace, le foyer de fracture étant refermé dès le début du chargement, et les mouvements sous charge limités. Ces points sont un gage d'une bonne stabilisation et nous semblent être un facteur positif concernant la consolidation de la fracture (figure 4.13 (c)).

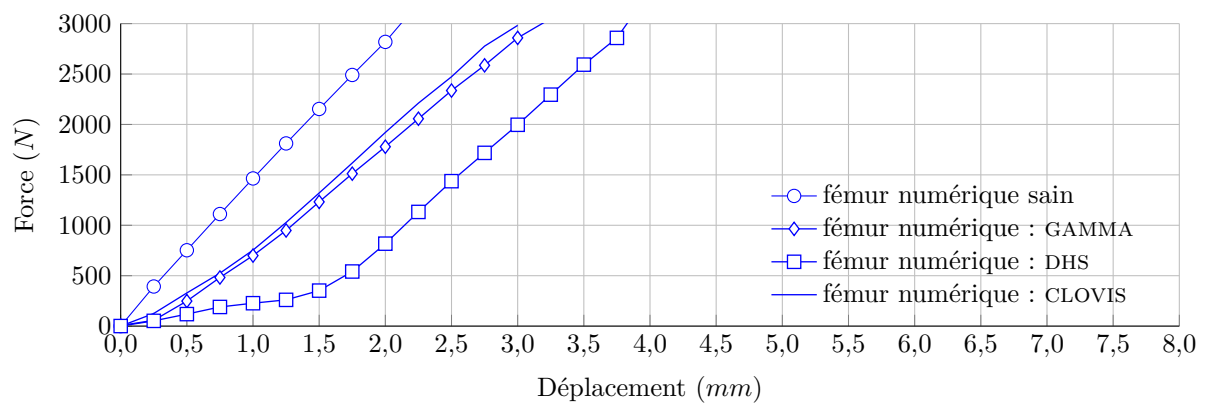
Si la zone fracturée est *multi-fragmentée*, l'utilisation d'un clou GAMMA semble intéressante puisque la zone altérée de l'os ne sera pas sollicitée, seul l'implant transmettra la charge sur la diaphyse. Dans le cas de la plaque DHS, le risque d'observer une médialisation diaphysaire est important, le fragment proximal peut migrer. Avec l'implant CLOVIS, une solution consiste à serrer la vis antirotation favorisant ainsi l'arc-boutement et interdisant le recul de la vis céphalique. Ce point n'a été testé ni numériquement ni expérimentalement.



**Figure 4.13** – *Mouvements des fragments osseux numériques dans le cas de la fracture inter-trochantérienne avec jeu. (a) clou GAMMA, (b) plaque DHS et (c) implant CLOVIS.*

#### 4.2.4 Analyse numérique : fracture sous-trochantérienne inverse

Le comportement mécanique des trois implants est maintenant évalué dans le cas d'une fracture sous-trochantérienne inverse. Ce type de fracture est qualifié d'instable par les chirurgiens et apparaît comme plus compliqué à soigner. L'effort appliqué sur la cupule sphérique est exprimé en fonction de son déplacement (figure 4.14) et les raideurs calculées sont présentées dans le tableau 4.3.



**Figure 4.14** – Courbes force-déplacement de la cupule sphérique pour les modèles Éléments Finis des fémurs numériques sain et ostéoporotiques fracturés (sous-trochantériennes inverses) fixés par les différents implants.

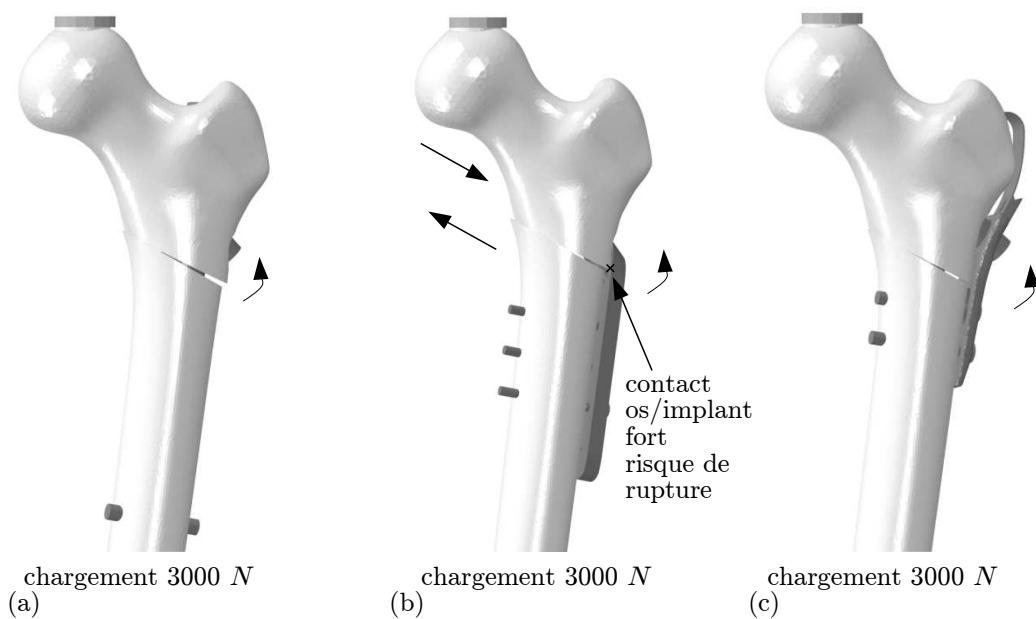
modèles Éléments Finis	raideurs (N/mm)
fémur sain	1430
fémur ostéoporotique fracturé fixé par le clou GAMMA	935
fémur ostéoporotique fracturé fixé par la plaque DHS	$k_1 = 235, k_2 = 1150$
fémur ostéoporotique fracturé fixé par l'implant CLOVIS	1010

**Tableau 4.3** – Raideurs des modèles Éléments Finis des fémurs numériques sain et ostéoporotiques fracturés (sous-trochantériennes inverses) fixés par les différents implants.

Les raideurs calculées dans le cas du clou GAMMA et de l'implant CLOVIS sont supérieures à celles observées dans le cas de fractures inter-trochantériennes. L'utilisation de la plaque DHS montre un cas de médialisation diaphysaire (voir paragraphe 1.3.2). Deux raideurs sont calculées pour cet implant. La première correspond à la phase de glissement médial du fragment distal. La seconde correspond à la raideur calculée lorsque le fragment proximal du fémur est au contact de la plaque DHS (figure 4.15 (b)). Dans bien des cas, la faible zone du fragment proximal au contact de la plaque va supporter une contrainte supérieure à sa contrainte à rupture, le glissement du fragment proximal sera alors bien

plus important que celui simulé.

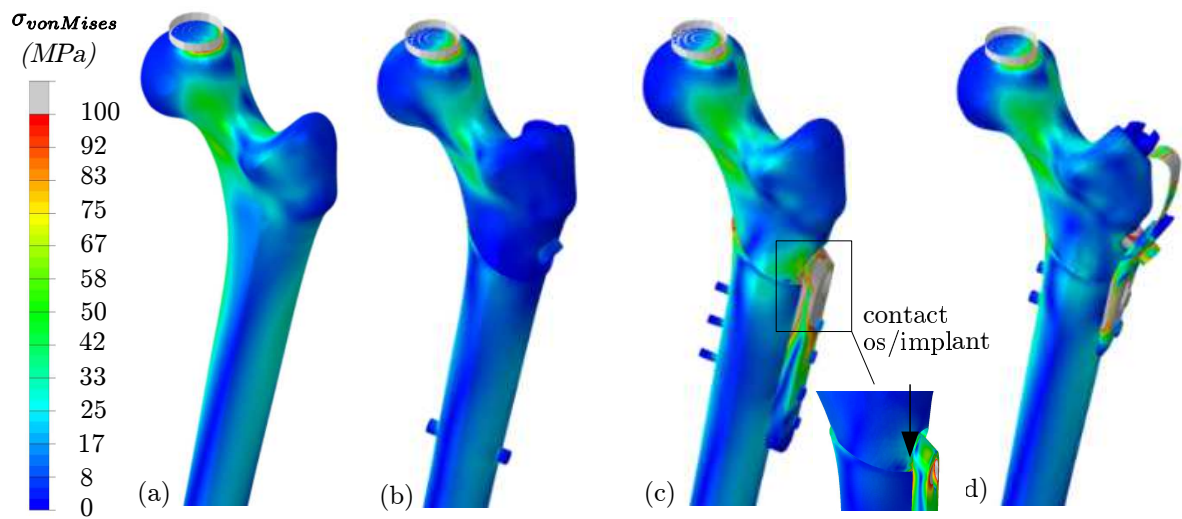
Les utilisations du clou GAMMA et de l'implant CLOVIS permettent de limiter le risque de médialisation diaphysaire. Pour le clou GAMMA, la partie proximale du clou peut agir comme rempart (figure 4.15 (a)). Dans le cas de l'implant CLOVIS, les deux parties intra et extra-médullaire de l'implant vont également jouer le rôle de rempart (figure 4.15 (c)).



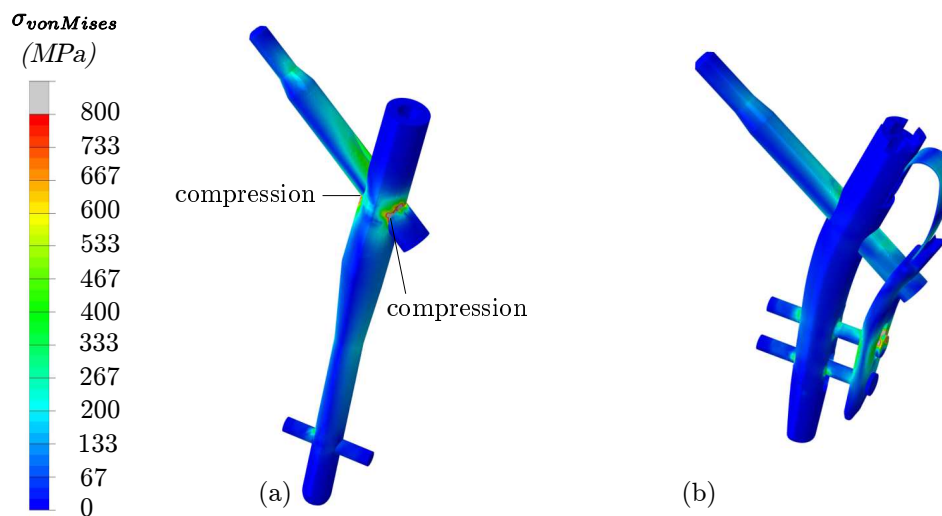
**Figure 4.15** – Déplacements relatifs des fragments osseux dans le cas de fracture sous-trochantériennes inverses fixés par (a) le clou GAMMA, (b) la plaque DHS et (c) l'implant CLOVIS.

L'analyse de l'état de contraintes dans la plaque DHS dans ce cas de fracture sous-trochantérienne inverse présente donc peu d'intérêt. Pour les deux autres implants, l'os cortical situé dans la région de l'éperon de Merckel récupère une bonne partie de la charge (figures 4.16 (b) et 4.16 (d)), ce qui entraîne une diminution des états de contraintes (figures 4.17 (a) et 4.17 (b)). L'excès de contraintes dans l'éperon de Merckel peut toutefois provoquer une fracture de cette zone. La perte de ce support osseux reviendrait à se rapprocher du cas d'une fracture inter-trochantérienne avec jeu. On note également pour le cas du clou GAMMA une légère augmentation de l'état de contraintes dans l'os cortical du col fémoral comparativement au cas d'une fracture inter-trochantérienne, ce qui est, rappelons-le, positif pour le remodelage osseux.



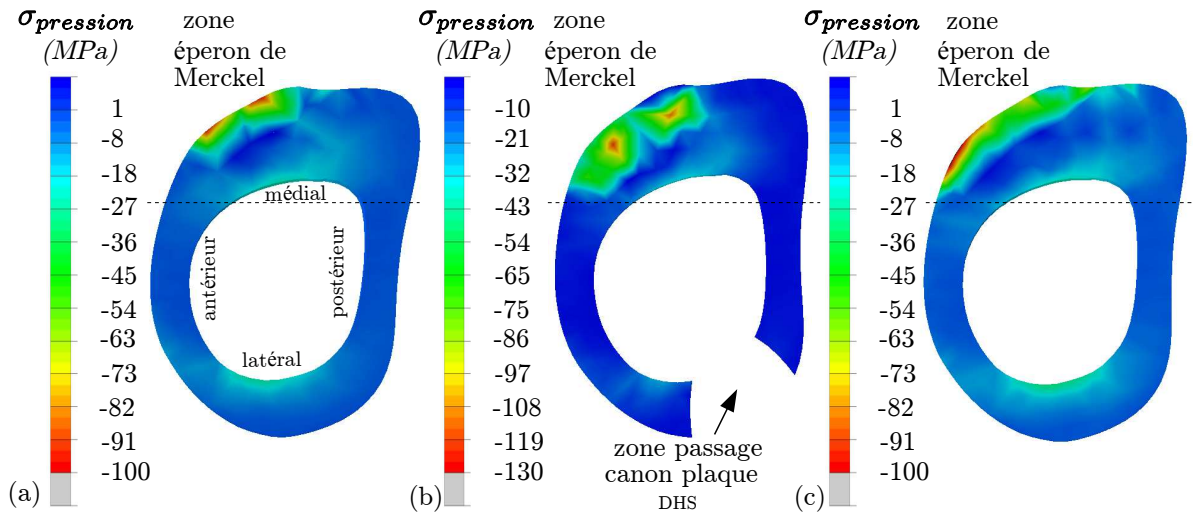


**Figure 4.16** – Répartition des contraintes dans les fémurs numériques (a) sain et ostéoporotiques fracturés (sous-trochantériennes inverses) sous une charge de 3000 N fixés par (b) le clou GAMMA, (c) la plaque DHS et (d) l'implant CLOVIS.



**Figure 4.17** – Répartition des contraintes dans les implants sous une charge de 3000 N. (a) clou GAMMA et (b) implant CLOVIS.

La figure 4.18 présente les pressions de contact normales calculées au niveau du foyer de fracture. Dans ce cas de fracture sous-trochantérienne inverse, ces pressions sont relativement proches pour tous les implants testés. On rappelle cependant l'importante migration du fragment proximal dans le cas de la plaque DHS qui de notre point de vue devrait contre indiquer l'utilisation de cet implant dans ce type de fracture.



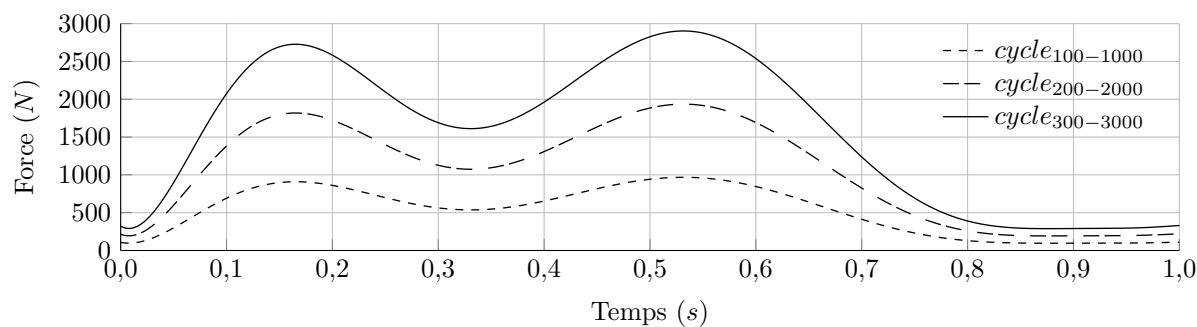
**Figure 4.18** – Répartition des pressions de contact normales sur la fracture sous une charge de 3000 N. (a) clou GAMMA, (b) plaque DHS et (c) implant CLOVIS.

### 4.3 Expérimentation sur fémurs synthétiques

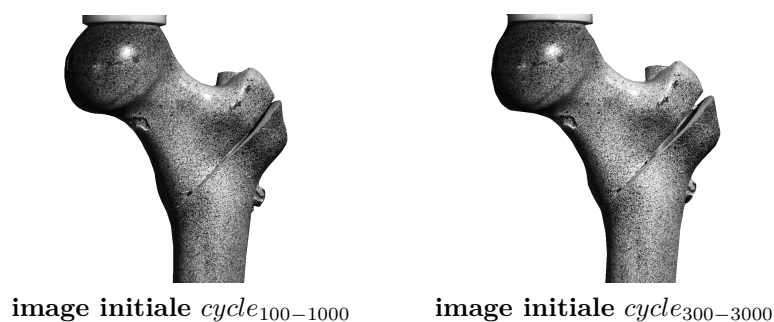
Nous nous intéressons à présent à des aspects expérimentaux sur des fémurs synthétiques présentant une fracture inter-trochantérienne et sollicités en compression suivant un cycle proche du cycle de marche. La réalisation de ces fractures sur fémurs synthétiques a été réalisée à l'aide d'une découpe fil diamant. La position de la fracture a été déterminée à partir du modèle numérique.

#### 4.3.1 Analyse expérimentale : fracture inter-trochantérienne

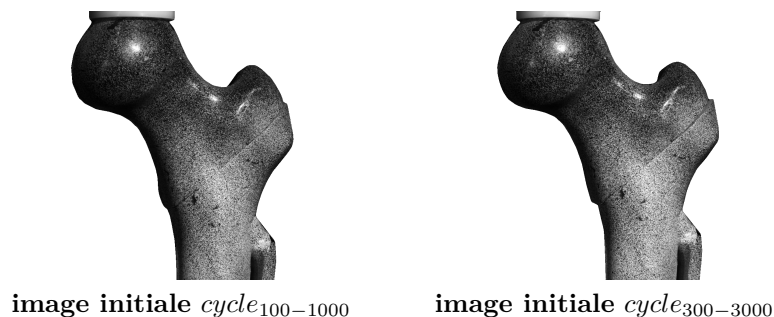
Chacun des fémurs synthétiques est testé lors d'un premier cycle de marche entre 100 et 1000 N ( $cycle_{100-1000}$ ), suivi d'un second entre 200 et 2000 N ( $cycle_{200-2000}$ ) et enfin d'un troisième cycle entre 300 et 3000 N ( $cycle_{300-3000}$ ). Les cycles de charge imposés par la machine d'essais sont illustrés sur la figure 4.19. Le  $cycle_{300-3000}$  est appelé « cycle stabilisé ». Pour chaque cycle, un film a été réalisé à la fréquence de 1000 im/s. Un déplacement permanent est systématiquement observé lors des deux premiers cycles de marche. Une comparaison entre les images initiales du  $cycle_{100-1000}$  et du  $cycle_{300-3000}$  permet de visualiser les déplacements résiduels due à ces premiers cycles (figures 4.20, 4.21 et 4.22).



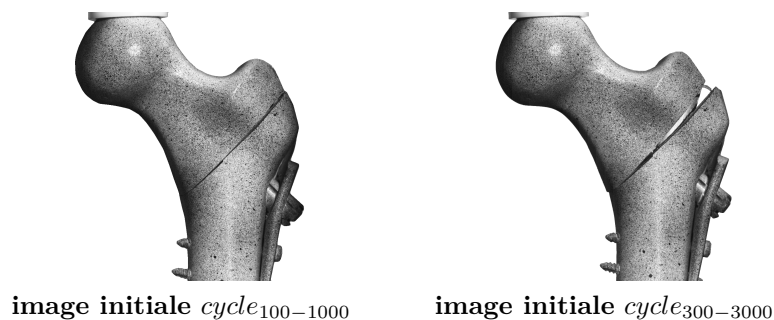
**Figure 4.19** – Description de la charge appliquée lors des cycles de la marche.



**Figure 4.20** – Images initiales correspondant aux cycle<sub>100-1000</sub> et cycle<sub>300-3000</sub> d'un fémur synthétique fracturé fixé par le clou GAMMA.



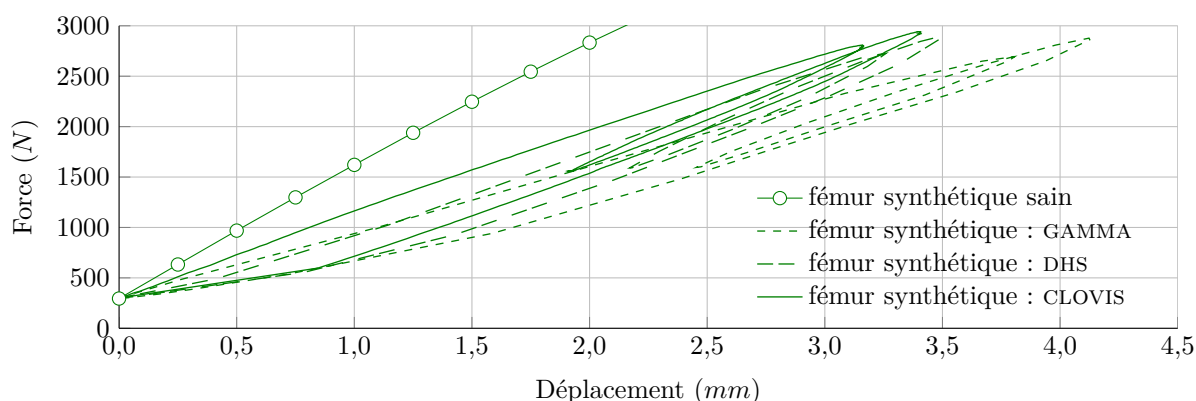
**Figure 4.21** – Images initiales correspondant aux cycle<sub>100-1000</sub> et cycle<sub>300-3000</sub> d'un fémur synthétique fracturé fixé par la plaque DHS.



**Figure 4.22** – Images initiales correspondant aux cycle<sub>100-1000</sub> et cycle<sub>300-3000</sub> d'un fémur synthétique fracturé fixé par l'implant CLOVIS.

La ligne de fracture est détectée automatiquement à l'aide du logiciel présenté dans le chapitre 2, et les composantes du déplacement relatif des deux fragments osseux sont calculées. Dans le cas du fémur synthétique fixé par le clou GAMMA, une ouverture angulaire de  $4,5^\circ$  et un glissement tangentiel de  $0,4 \text{ mm}$  sont mesurées. Dans le cas du fémur synthétique fixé par la plaque DHS, les ouvertures sont quasi inexistantes et la composante de déplacement tangentiel résiduel est de  $0,6 \text{ mm}$ . Avec l'implant CLOVIS, l'ouverture angulaire présente une valeur de  $3,2^\circ$  et le déplacement tangentiel observé est de  $0,45 \text{ mm}$ .

Les courbes force-déplacement enregistrées lors du  $\text{cycle}_{300-3000}$  sont présentées sur la figure 4.23. Les raideurs calculées à partir de l'effort maximal du premier pic du cycle de marche sont présentées dans le tableau 4.4. Les raideurs de l'implant CLOVIS et de la plaque DHS sont relativement proches et correspondent à respectivement 59% et 58% de la raideur du fémur sain alors que celle obtenue pour le clou GAMMA est de 50%.

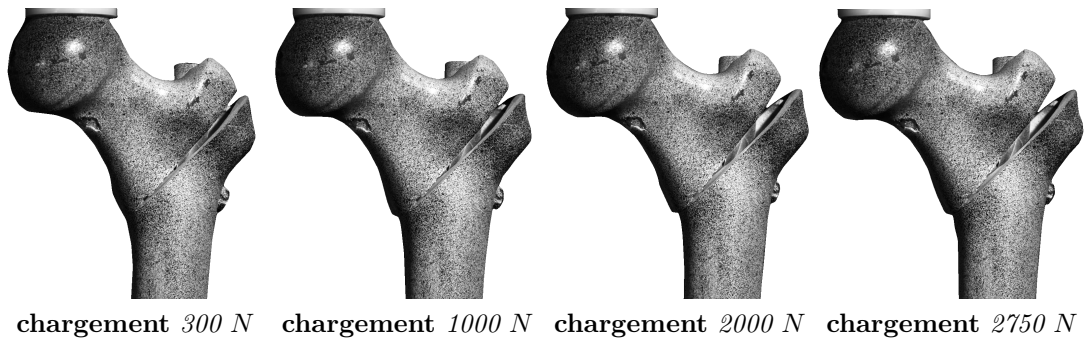


**Figure 4.23** – Courbes force-déplacement des fémurs synthétiques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants sollicités suivant le cycle stabilisé.

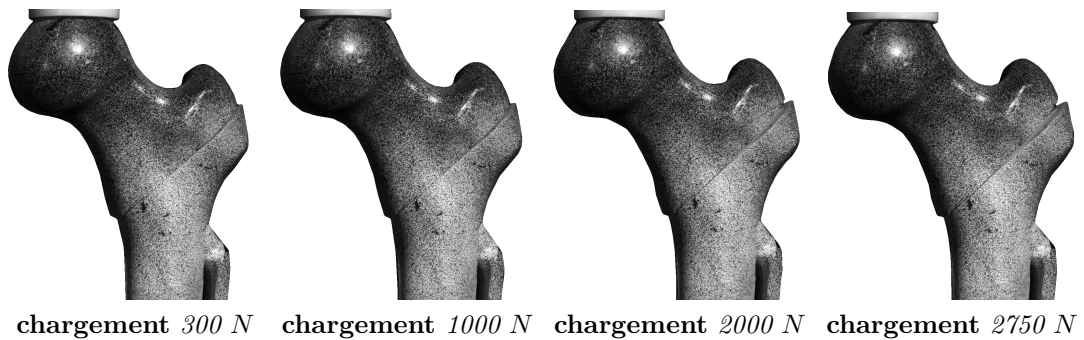
modèles synthétiques	raideurs ( $N/mm$ )
fémur sain	1300
fémur fixé par le clou GAMMA	650
fémur fixé par la plaque DHS	750
fémur fixé par l'implant CLOVIS	770

**Tableau 4.4** – Raideurs des fémurs synthétiques sain et fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants.

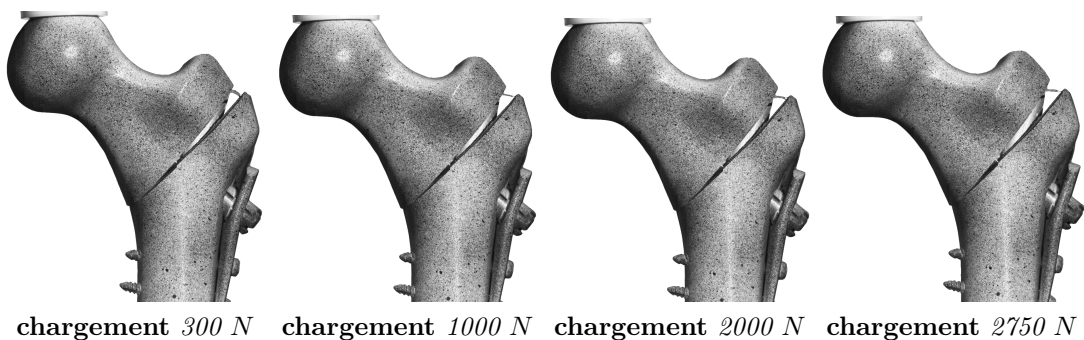
Durant le  $\text{cycle}_{300-3000}$ , le fémur a été filmé par deux caméras rapides. Les figures 4.24, 4.25 et 4.26 présentent les images enregistrées par l'une des deux caméras.



**Figure 4.24** – Images correspondant à un essai de compression d'un fémur synthétique fracturé fixé par le clou GAMMA.



**Figure 4.25** – Images correspondant à un essai de compression d'un fémur synthétique fracturé fixé par la plaque DHS.

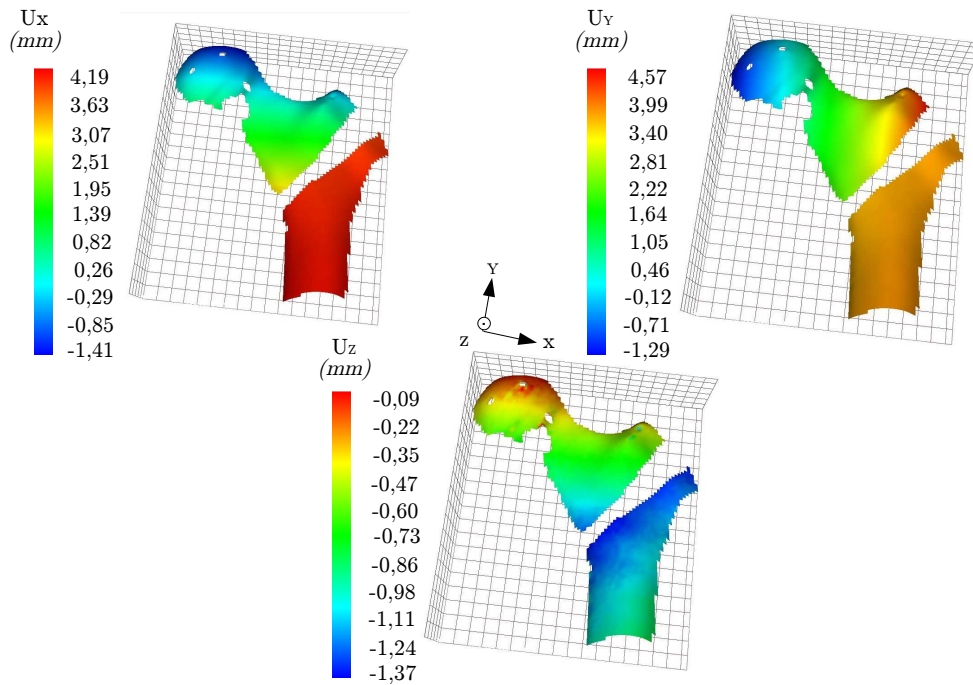


**Figure 4.26** – Images correspondant à un essai de compression d'un fémur synthétique fracturé fixé par l'implant CLOVIS.

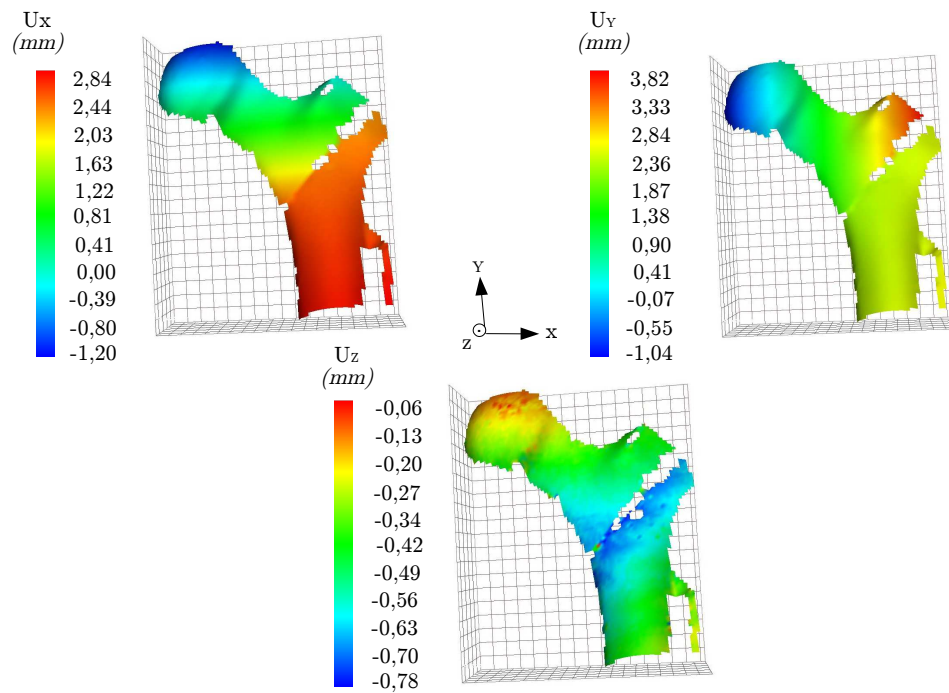
On visualise une forte ouverture et un fort glissement tangentiel pour le clou GAMMA. En revanche, il est plus difficile d'observer des déplacements dans le cas de la plaque DHS et de l'implant CLOVIS.

Le champ de déplacement tridimensionnel est mesuré à la surface du fémur, entre l'état initial et l'état correspondant à l'application d'une charge de 2750 N. Les figures 4.27, 4.28 et 4.29 présentent les trois composantes de ce champ de déplacement exprimées dans le repère de la caméra gauche, l'axe z correspondant à l'axe focal de cette caméra. Une analyse des déformations (figure 4.30 (b)) permet de voir que ce champ de déplacement est majoritairement lié à un déplacement de corps solides (figure 4.30 (a)), les déformations principales étant toutes inférieures à 1%. La tête fémorale et la diaphyse ne se déforment que peu, mais se déplacent l'une par rapport à l'autre. Seul l'éperon de Merckel peut subir des déformations en compression relativement importantes.

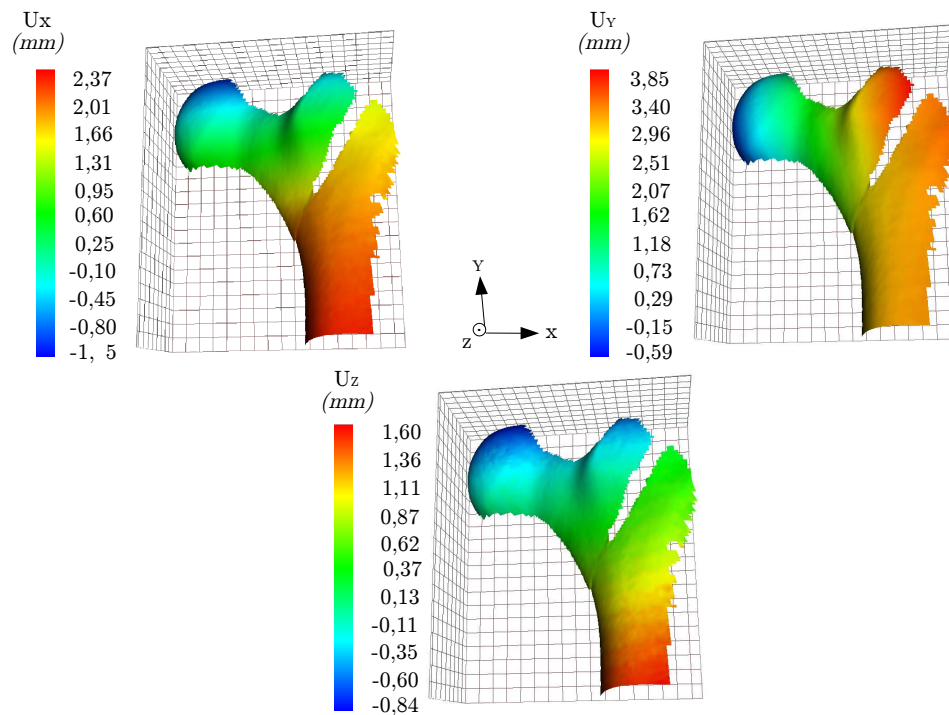
L'analyse stéréoscopique permet de remonter au champ de déplacement de la tête et de la diaphyse fémorale, qui fait intervenir trois composantes ( $U_x$ ,  $U_y$  et  $U_z$ ). La composante  $U_z$  n'est pas tout à fait négligeable, cependant l'analyse du comportement de la fracture en cours de chargement se fera uniquement dans le plan xy.



**Figure 4.27** – Déplacements du fémur synthétique fracturé fixé par le clou GAMMA sous une charge de 2750 N.

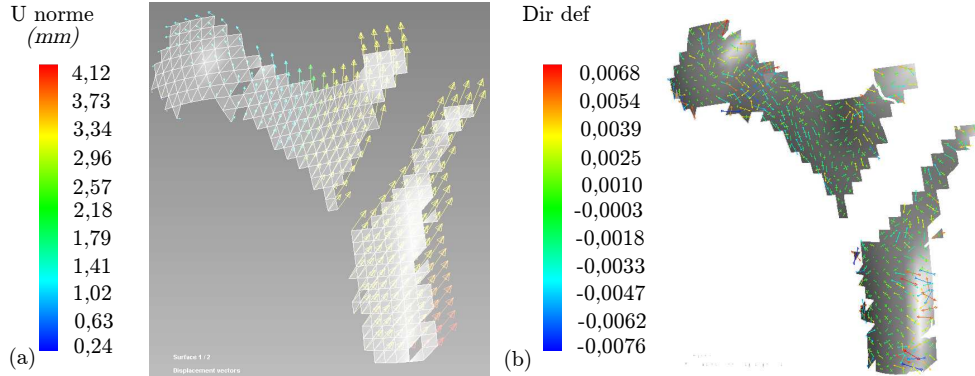


**Figure 4.28** – Déplacements du fémur synthétique fracturé fixé par la plaque DHS sous une charge de 2750 N.



**Figure 4.29** – Déplacements du fémur synthétique fracturé fixé par l'implant CLOVIS sous une charge de 2750 N.





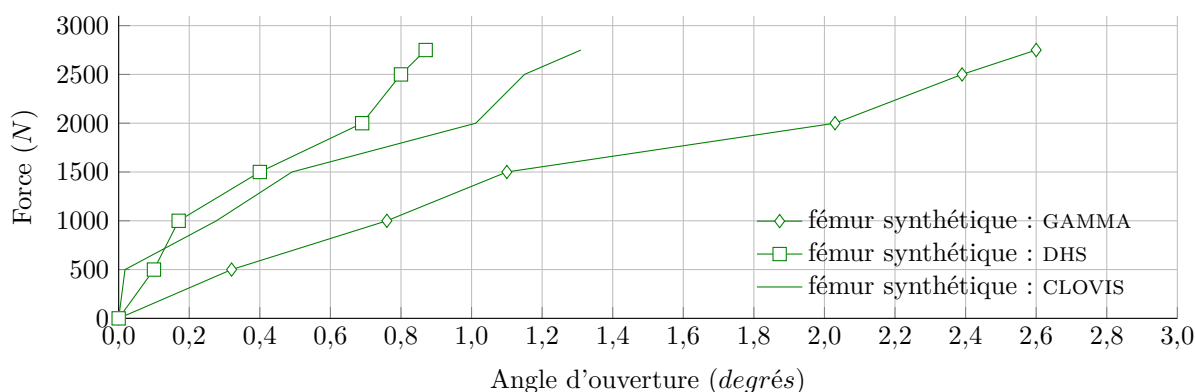
**Figure 4.30** – (a) Vecteurs déplacements. (b) Déformations du fémur synthétique fracturé fixé par la plaque DHS sous une charge de 2750 N.

### 4.3.2 Mouvement du foyer de fracture inter-trochantérienne

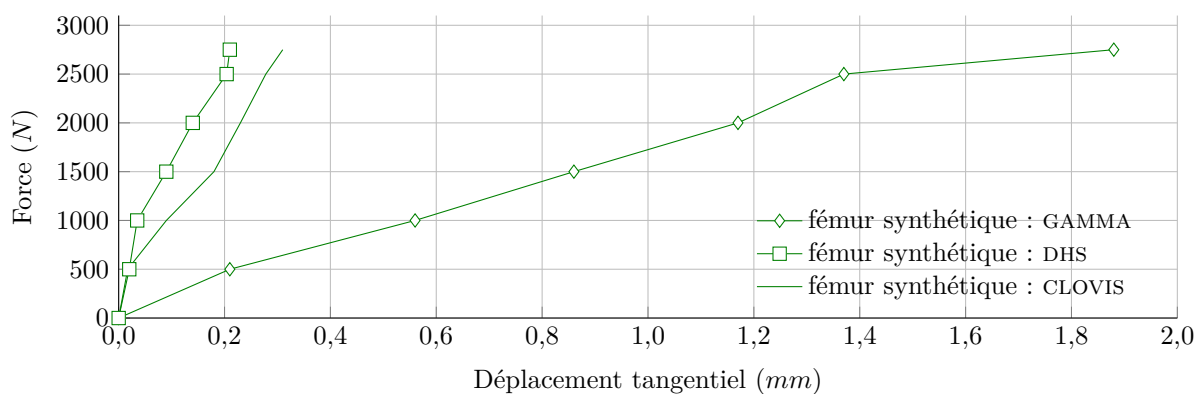
Les composantes du déplacement relatif des deux fragments osseux sont calculées pour le  $cycle_{300-3000}$ . La composante tangentielle est quasiment uniforme le long du trait de fracture, et permet d'identifier directement le glissement. La composante normale à la fracture présente généralement une zone d'ouverture au sommet du grand trochanter et une zone de compression au niveau de l'éperon de Merckel. La transition entre ces deux zones est le « point de rotulage ». Dans la zone d'ouverture, l'évolution du déplacement relatif est quasiment linéaire, ce qui permet d'identifier, par régression linéaire, l'angle de rotation relatif de la tête fémorale par rapport à la diaphyse.

Les angles d'ouverture et les déplacements tangentiels mesurés lors du  $cycle_{300-3000}$  sont présentés dans les figures 4.31 et 4.32. Ces valeurs sont relativement proches pour la plaque DHS et l'implant CLOVIS. La plaque DHS limite les mouvements au niveau de la fracture ( $0,9^\circ$  et  $0,2\text{ mm}$  sous 2750 N). Les mouvements obtenus avec l'implant CLOVIS sont légèrement supérieurs à ceux de la plaque DHS ( $1,3^\circ$  et  $0,3\text{ mm}$  sous 2750 N). Le clou GAMMA présente des ouvertures angulaires deux à trois fois plus fortes et des déplacements tangentiels très nettement supérieurs ( $2,6^\circ$  et  $1,9\text{ mm}$  sous 2750 N). Notons toutefois que les amplitudes de déplacements observées sont relativement faibles. Les fémurs synthétiques étudiés correspondent à des fémurs d'excellente qualité, l'os trabéculaire est notamment dense, rigide et sans défaut.





**Figure 4.31** – Comparaison des angles d'ouverture des fémurs synthétiques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants.



**Figure 4.32** – Comparaison des déplacements tangentiels des fémurs synthétiques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants.

La raideur globale des fémurs synthétiques fixés par les différents implants (voir figure 4.23) montre également que le clou GAMMA conduit au comportement le plus souple. Ceci peut s'expliquer d'une part par la présence d'une seule vis de verrouillage distale qui permet de positionner verticalement l'implant mais ne permet pas de le fixer angulairement dans le canal médullaire. L'alésage du canal médullaire est toujours réalisé à un diamètre supérieur de 1 à 2 mm de celui du clou. Il y a donc un léger mouvement de rotation possible du clou dans la diaphyse fémorale centré sur le point de verrouillage distal.

A l'opposé, la plaque DHS est rigidement liée à la diaphyse fémorale par l'intermédiaire des multiples vis de verrouillage distal, et la longueur du canon de la plaque permet un guidage précis de la vis céphalique. Il y a donc très peu de jeu entre la vis et l'implant donc une meilleure rigidité et de plus faibles mouvements des fragments osseux. Le point faible de cet implant est le diamètre réduit de sa vis céphalique.

L'implant CLOVIS se situe entre ces deux cas : la partie extra-médullaire est liée à la diaphyse fémorale par l'intermédiaire des vis distales (comme la plaque DHS), et la partie intra-médullaire, est fixée par une seule vis de verrouillage distal. Un léger mouvement de rotation de la partie intra-médullaire est donc possible. Cette rotation va entraîner un éloignement relatif des parties hautes de l'implant, et donc un léger changement de la position angulaire de la vis céphalique qui entraîne une ouverture de la fracture.

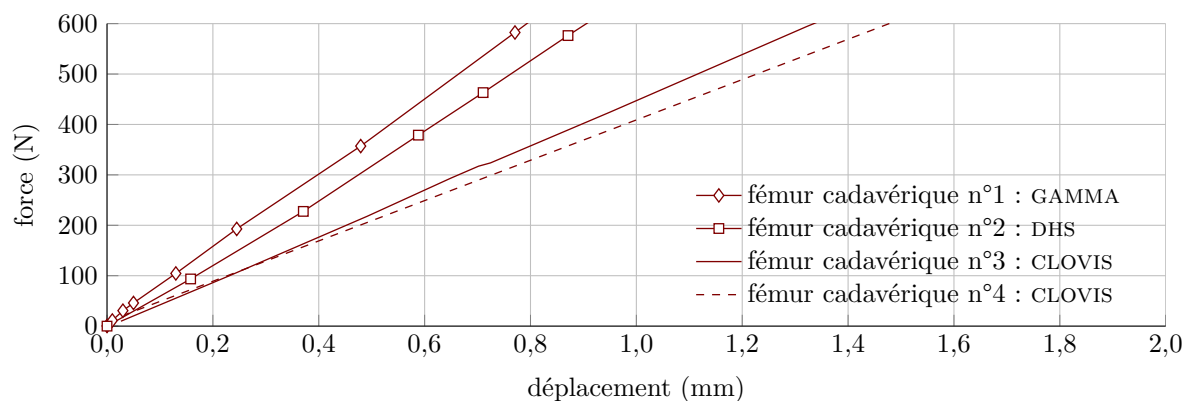
## 4.4 Essais en laboratoire d'anatomie

Plusieurs séances en laboratoire d'anatomie ont permis de tester la technique opératoire préconisée pour l'implantation du dispositif CLOVIS (voir chapitre 3). Ces séances ont également permis d'étudier le comportement mécanique du clou GAMMA, de la plaque DHS et de l'implant CLOVIS sur os cadavériques. Les implants sont étudiés à l'aide du dispositif autonome de compression présenté dans le chapitre 2.

### 4.4.1 Analyse expérimentale : fracture inter-trochantérienne

Quatre fémurs sont utilisés lors de cette étude. Tous les implants ont été montés sur des os non fracturés. Deux fémurs disséqués (n°1 et n°2) appartenant à un même individu ont été équipés par le clou GAMMA et la plaque DHS. Deux autres fémurs (n°3 et n°4) ont été disséqués suite aux essais d'implantation du dispositif CLOVIS présentés dans le chapitre 3 (voir figure 3.18). Les fémurs n°3 et n°4 sont respectivement équipés d'une vis céphalique de taille standard et d'une vis expansible.

Les raideurs des quatre fémurs fixés par les différents implants mais non fracturés ont été mesurées. Les raideurs sont donc légèrement supérieures à celle des fémurs seuls. Les courbes force-déplacement enregistrées sont présentées sur la figure 4.33. Les raideurs sont présentées dans le tableau 4.5. Les résultats montrent que les fémurs n°3 et n°4 utilisés pour tester le comportement du clou GAMMA et de la plaque DHS sont de meilleure qualité que ceux utilisés pour les deux implants CLOVIS.



**Figure 4.33** – Courbes force-déplacement des fémurs cadavériques équipés par les différents implants avant d'être fracturés.

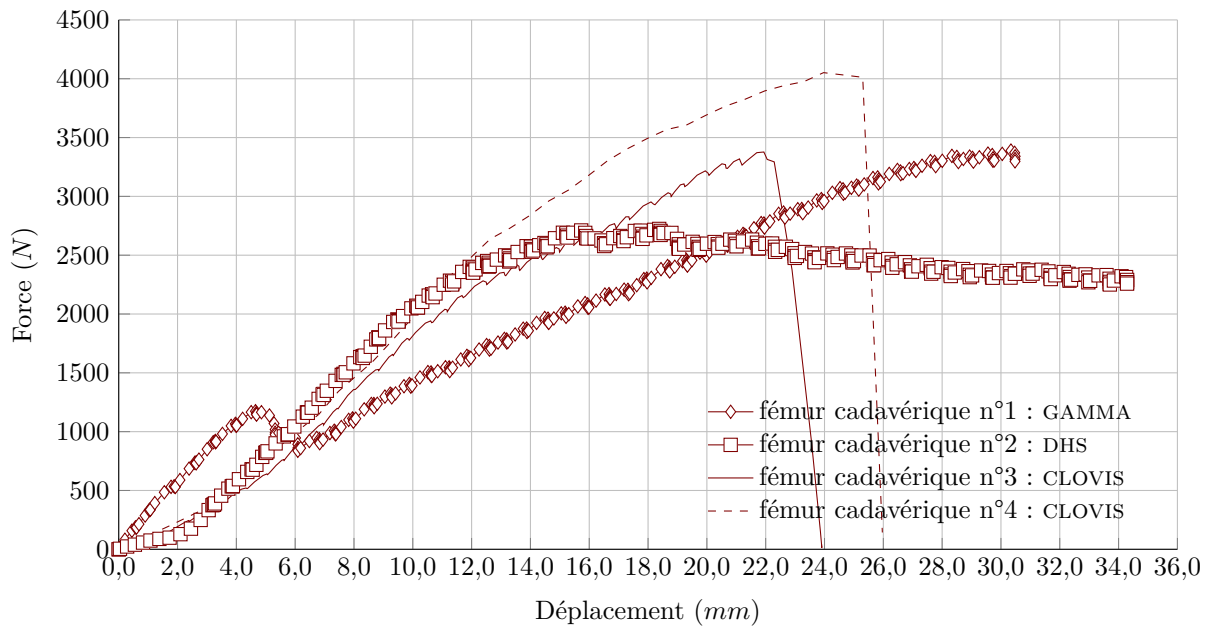
modèles cadavériques	raideurs ( $N/mm$ )
fémur cadavérique n°1	750
fémur cadavérique n°2	670
fémur cadavérique n°3	450
fémur cadavérique n°4	410

**Tableau 4.5** – Raideurs des fémurs cadavériques équipés par les différents implants avant d'être fracturés.

Les fémurs n°1 et n°2 ont ensuite été fracturés sans démonter les deux implants (GAMMA et DHS) afin de ne pas altérer la liaison entre la vis céphalique et la tête du fémur. Le positionnement de la fracture est ici un peu plus approximatif, une simple scie manuelle est utilisée. On peut noter que dans le cas du montage avec clou GAMMA, la géométrie du dispositif d'ostéosynthèse et l'orientation de la fracture ne permettent pas de réaliser une fracture complète, une partie d'os trabéculaire ne pouvant être atteinte par le trait de scie. Pour fracturer les fémurs n°4 et n°5, les implants CLOVIS ont dû être démontés puis remontés, la présence de l'anse courbe de l'implant ne permettait pas l'accès.

Les raideurs des quatre fémurs équipés par les différents implants et fracturés ont été mesurées (figure 4.34). L'amplitude des déplacements pour l'ensemble des implants testés est nettement plus élevée que celles obtenues numériquement ou à partir de tests sur fémurs synthétiques. On constate un saut très marqué sur la courbe Force/Déplacement dans le cas du clou GAMMA. Ce saut correspond à la rupture de la zone d'os trabéculaire non atteinte lors de la réalisation de la fracture. Pour le clou GAMMA, seuls les points au-delà de 6 mm de déplacement seront donc considérés. Sous la charge de 3000N, des amplitudes de déplacement de 15 mm et 18 mm sont observées sur les fémurs équipés

par l'implant CLOVIS. Cette amplitude est de 24 *mm* dans le cas du clou GAMMA. Il est possible de fournir une valeur pour le fémur fixé par la plaque DHS puisqu'il n'a pas tenu au dessus de 2700 *N*, la vis céphalique de cet implant ayant plastifiée (figure 4.35). Pour des efforts inférieurs à cette charge, la raideur du fémur fixé par la plaque DHS est toutefois équivalente à celle obtenue avec l'implant CLOVIS.



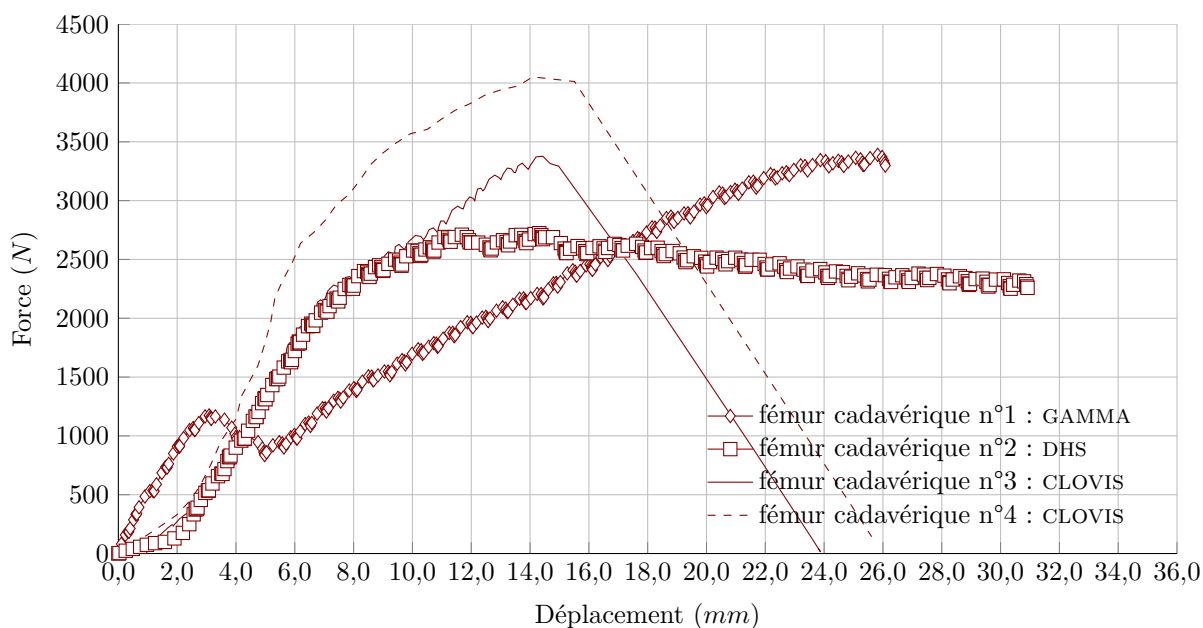
**Figure 4.34** – Courbes force-déplacement des fémurs cadavériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants.



**Figure 4.35** – Plastification de la vis céphalique de la plaque DHS.

Ayant connaissance des raideurs des fémurs non fracturés équipés par les différents implants, l'apport des implants seuls est déterminé. Les déplacements issus de la première mesure (figure 4.36) sont soustraient à ceux de la seconde mesure (figure 4.34)

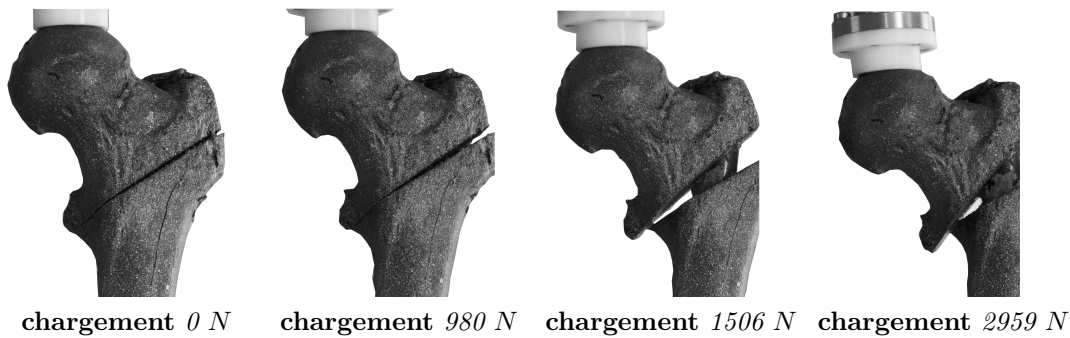
( $U_{\text{implant}} = U_{\text{total}} - F_{\text{total}}/k$ ). Les courbes force-déplacement correspondant sont présentées sur la figure 4.36.



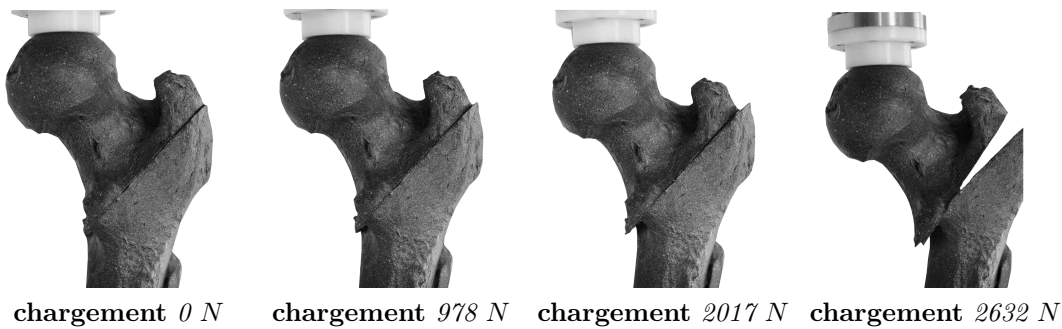
**Figure 4.36** – Courbes force-déplacement des fémurs cadavériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par les différents implants.

On constate que l'implant CLOVIS présente la raideur la plus forte. Il est bien évident que le nombre d'échantillons testés est insuffisant pour tirer des conclusions définitives mais ce résultat est positif en ce qui concerne l'aspect stabilisant de la fracture par l'implant CLOVIS.

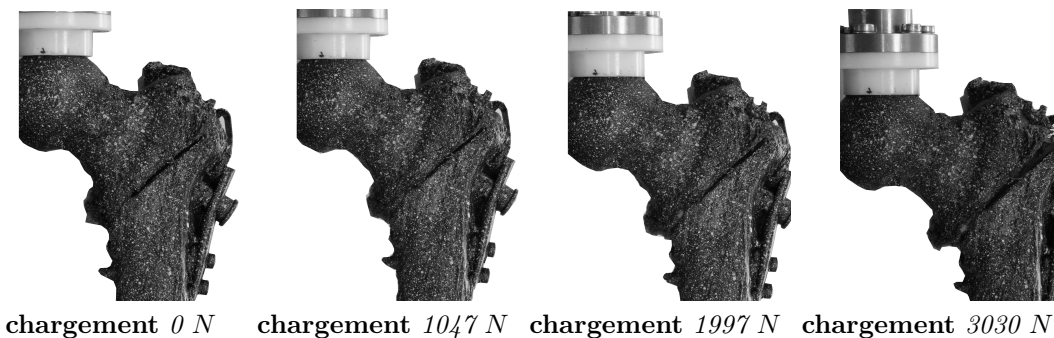
Les figures 4.37, 4.39 et 4.38 présentent les images enregistrées par l'un des appareils photographiques NIKON D200 lors des différents essais. Le champ de déplacement tridimensionnel est mesuré à la surface du fémur, entre l'état initial et un état correspondant à l'application d'une charge d'environ 3000 N. Les figures 4.40, 4.41 et 4.42 présentent les trois composantes de ce champ de déplacement exprimées dans le repère de l'appareil photographique gauche.



**Figure 4.37** – Images correspondant à un essai de compression d'un fémur cadavérique fracturé fixé par le clou GAMMA.



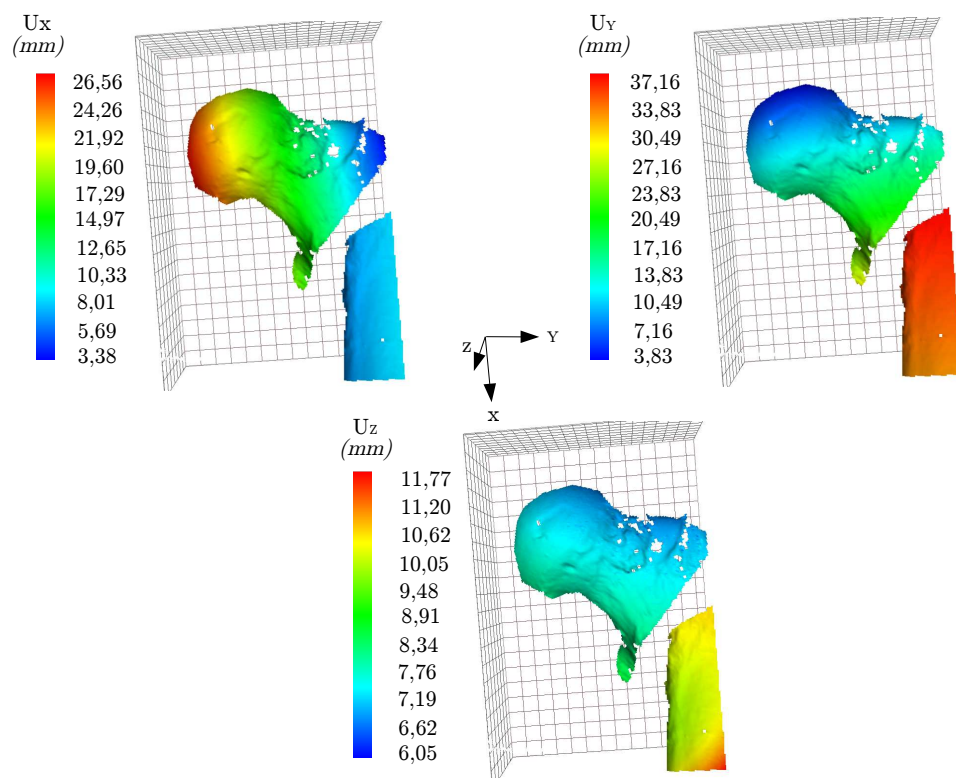
**Figure 4.38** – Images correspondant à un essai de compression d'un fémur cadavérique fracturé fixé par la plaque DHS.



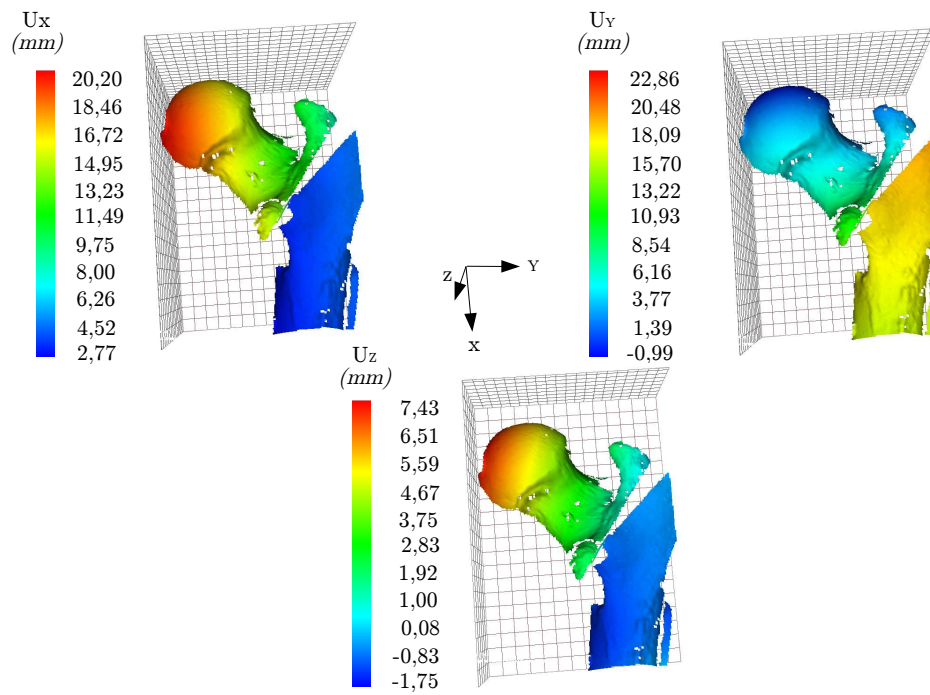
**Figure 4.39** – Images correspondant à un essai de compression d'un fémur cadavérique fracturé fixé par l'implant CLOVIS.

Dans le cas de la plaque DHS, le déplacement vertical de la tête fémorale est supérieur à 25 mm, la liaison entre la vis céphalique et l'os trabéculaire sous chondral est manifestement dégradée. Pour le cas des deux fémurs associés à l'implant CLOVIS, l'un équipé d'une vis céphalique non expansible, le second d'une vis céphalique expansible, les implants n'ont jamais été dégradés. En revanche, nous avons observé des ruptures brutales

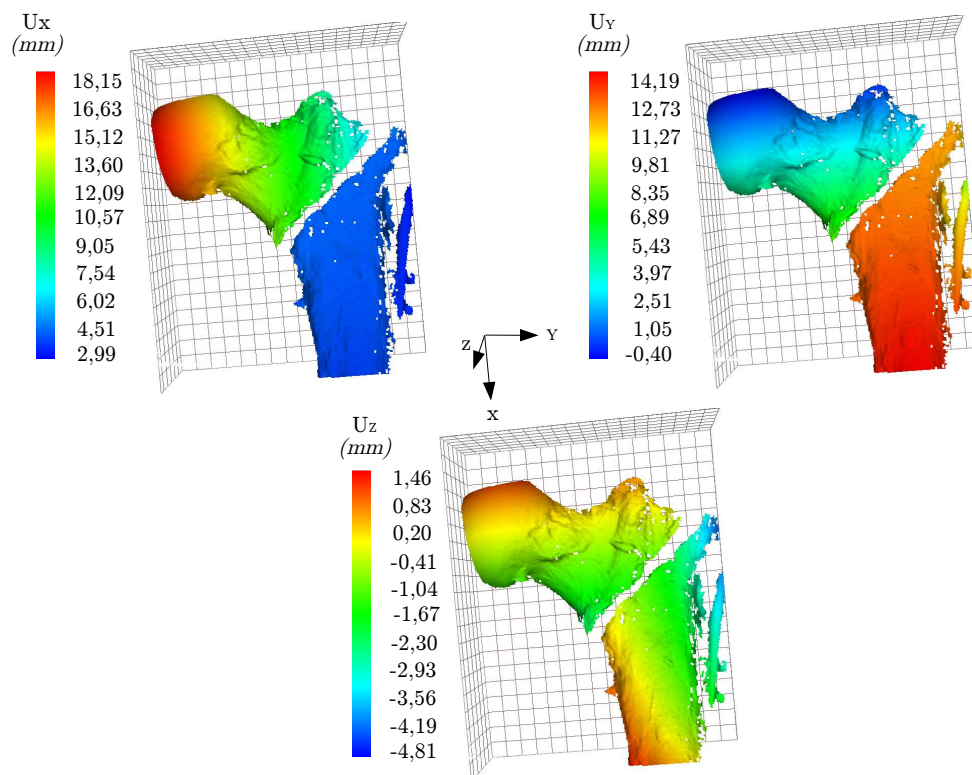
des fémurs au niveau de la vis de verrouillage distal inférieure pour des charges supérieures aux charges de 3000  $N$  préconisées par la norme (3400  $N$  pour le fémur n°3 et 4080  $N$  pour le fémur n°4).



**Figure 4.40** – Déplacements du fémur cadavérique fracturé fixé par le clou GAMMA sous une charge de 2959  $N$ .



**Figure 4.41** – Déplacements du fémur cadavérique fracturé fixé par la plaque DHS sous une charge de 2694 N.

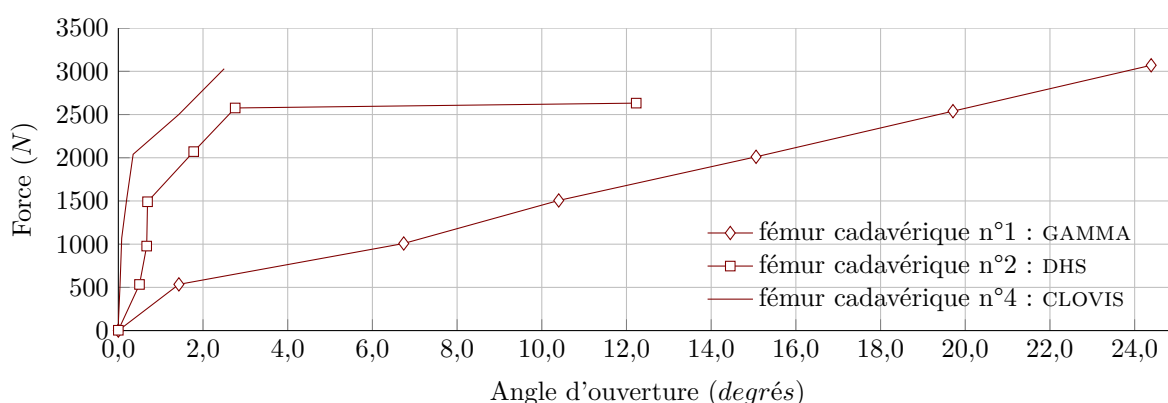


**Figure 4.42** – Déplacements du fémur cadavérique fracturé fixé par l'implant CLOVIS sous une charge de 3030 N.

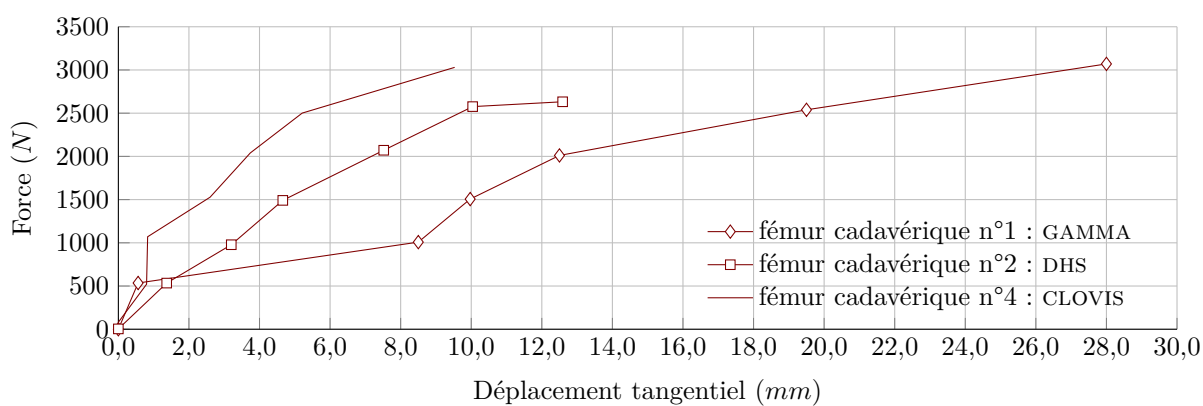


### 4.4.2 Mouvement du foyer de fracture inter-trochantérienne

Les angles d'ouverture et les déplacements tangentiels sont à nouveau calculés (figures 4.43 et 4.44). On constate que sur os cadavérique, pour l'ensemble des implants testés, les amplitudes sont nettement supérieures à ceux obtenues numériquement (amplitude entre  $0,9^\circ$  et  $2,6^\circ$  voir figure 4.31) ou à partir de tests sur fémur synthétique (entre  $0,2\text{ mm}$  et  $1,9\text{ mm}$  voir figure 4.32). Les amplitudes mesurées ici sont de l'ordre de  $2,2^\circ$  et de  $9,5\text{ mm}$  pour l'implant CLOVIS. Elles sont encore plus élevées dans le cas du clou GAMMA ( $24,3^\circ$  et  $28\text{ mm}$ ) et de la plaque DHS ( $12,2^\circ$  et  $12,3\text{ mm}$ ).



**Figure 4.43** – Comparaison des angles d'ouverture des fémurs cadavériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par le clou GAMMA, la plaque DHS et l'implant CLOVIS.



**Figure 4.44** – Comparaison des déplacements tangentiels des fémurs cadavériques fracturés (inter-trochantériennes) fixés par le clou GAMMA, la plaque DHS et l'implant CLOVIS.

## 4.5 Comparaison des différentes approches

Une première analyse des raideurs globales nous permet de mettre en évidence les particularités de chacune des démarches utilisées. L'analyse de la figure 4.45 concernant les fémurs non fracturés montre clairement que les os cadavériques utilisés présentent des raideurs deux à trois fois plus faibles que celle du modèle numérique ou du fémur synthétique. De plus, les fémurs cadavériques présentent une dispersion de raideur importante, il est donc délicat d'espérer faire des essais reproductibles sur fémur cadavériques.

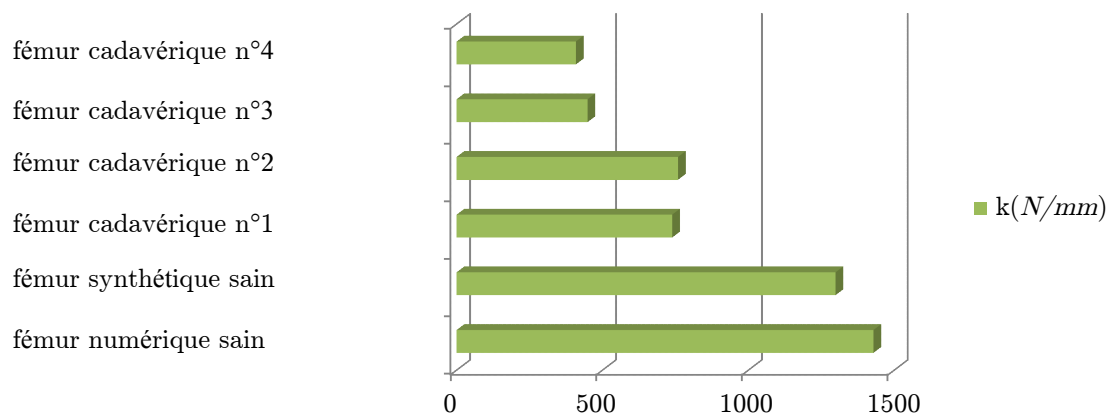
Les études numériques nous ont permis de comprendre le fonctionnement des différents implants. Plusieurs remarques doivent être faites concernant ces simulations :

DHS : Le choix d'un coefficient de frottement trop faible au contact os/os entraîne un glissement tangentiel important qui n'a pas été observé expérimentalement.

GAMMA : Les simulations ont été réalisées en début de thèse avec une orientation de vis céphalique de  $130^\circ$ . Les essais expérimentaux ont ensuite concerné des orientations de  $120^\circ$ , favorisant ainsi l'ouverture de la zone fracturée.

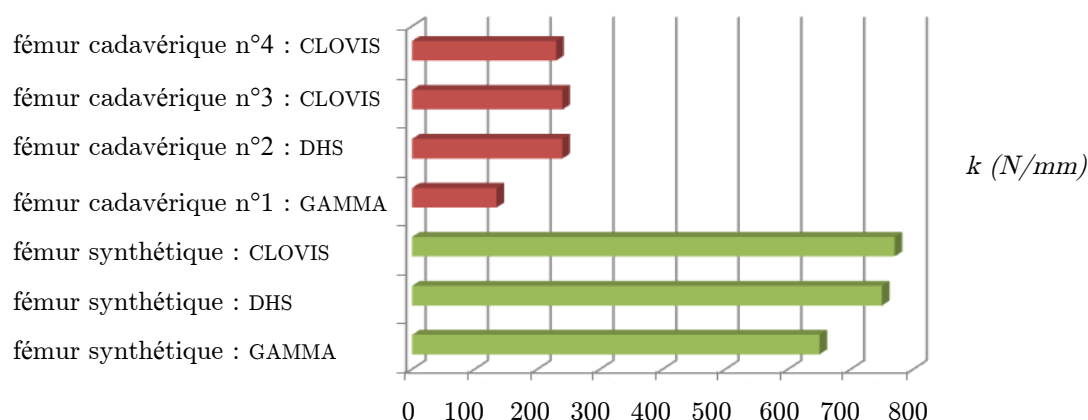
CLOVIS : Les simulations ont concerné un diamètre de vis céphalique de  $10\text{ mm}$  (contre  $12\text{ mm}$  pour les tests).

Nous n'avons pas jugé utile de relancer des simulations plus conformes aux tests, ces dernières n'apportant pas d'information utile au développement du nouvel implant.



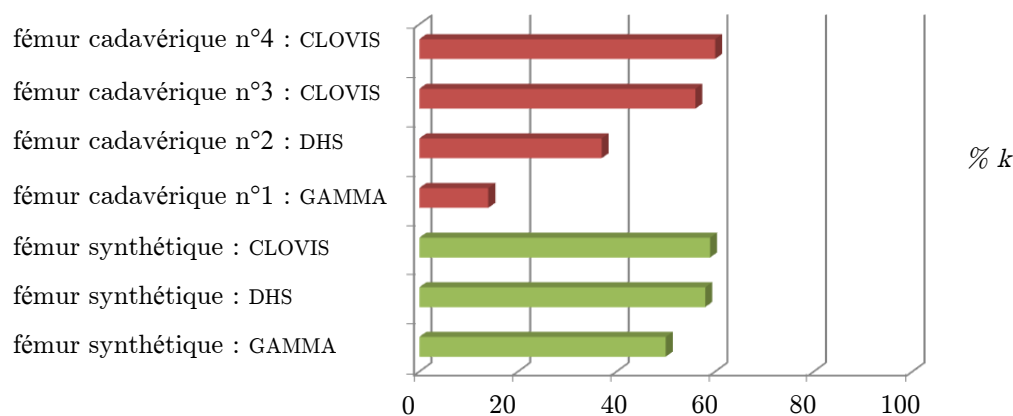
**Figure 4.45** – Comparaison des raideurs des fémurs non fracturés issues des différentes approches.

Les raideurs sur os cadavériques sont mesurées à partir de la zone « linéaire » de la courbe Force-Déplacement. Elles sont nettement plus faibles que celles mesurées sur os synthétiques (figure 4.46). Les valeurs des raideurs cadavériques semblent identiques pour les implants CLOVIS et la plaque DHS, cependant la raideur initiale du fémur n°2 est bien supérieure à celle des fémurs n°3 et n°4. Nous nous intéressons donc plutôt aux raideurs relatives calculées par le rapport entre les raideurs des fémurs fracturés et celles des fémurs non fracturés (figure 4.47).



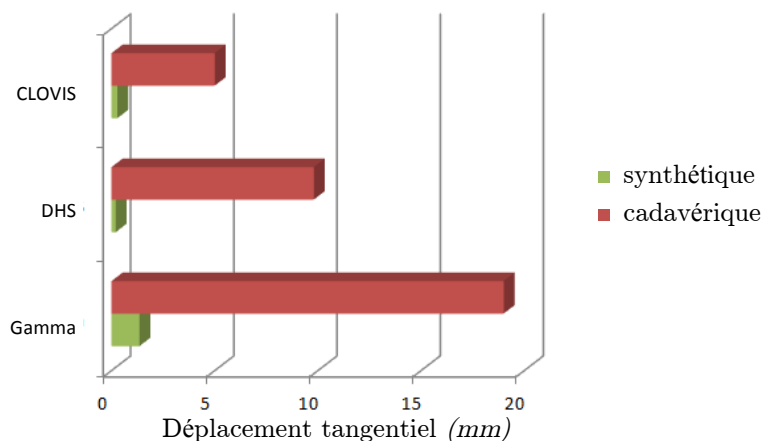
**Figure 4.46** – Comparaison des raideurs des fémurs fracturés fixés par les différents implants issues des essais sur os synthétiques et cadavériques.

Ce graphique montre que l'implant CLOVIS permet de retrouver une raideur légèrement inférieure à 60% de la raideur initiale. Ce niveau est comparable à celui observé sur les fémurs synthétiques, mais à nouveau seule l'analyse des mouvements de la zone fracturée permettra d'interpréter ces résultats. Remarquons également que les valeurs de raideurs relatives cadavériques sont inférieures à 40% et 20% pour la plaque DHS et le clou GAMMA.

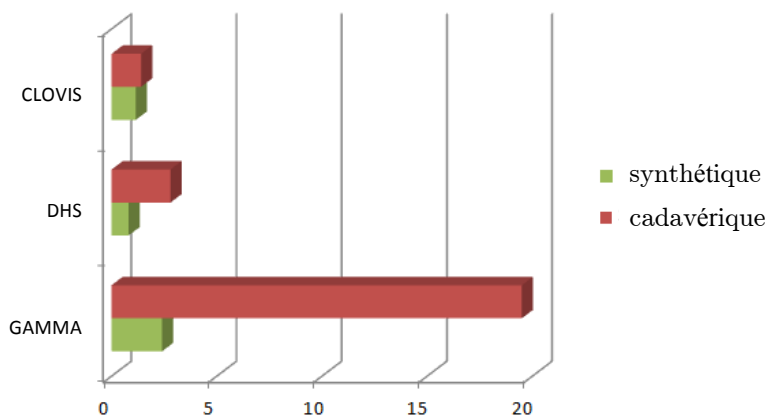


**Figure 4.47** – Comparaison des raideurs relatives des fémurs fracturés fixés par les différents implants issues des essais sur os synthétiques et cadavériques.

L'analyse des mouvements des fragments osseux (figures 4.48 et 4.49) montre très clairement l'influence du comportement des fémurs, les déplacements tangentiels et les ouvertures angulaires sont bien plus faibles lorsque l'os est de bonne qualité, et ceci, quel que soit l'implant.



**Figure 4.48** – Comparaison des déplacements tangentiels (mm) sous 2500 N des fémurs fracturés (inter-trochantériennes) issues des différentes approches.



**Figure 4.49** – Comparaison des angles d'ouverture (degrés) sous 2500 N des fémurs fracturés (inter-trochantériennes) issues des différentes approches.

L'essai cadavérique avec la plaque DHS n'ayant pas tenu au-delà de 2632 N, nous limitons l'analyse comparative des déplacements à une charge de 2500 N. Dans le cas des os cadavériques, on constate que les composantes de déplacements tangentiels et angulaires sont nettement réduites par l'utilisation de l'implant CLOVIS, alors que les raideurs initiales de ces fémurs étaient les plus basses. Cette information confirme que l'implant CLOVIS présente la fixation la plus stable, ce qui semble positif pour ce nouvel implant.

# CONCLUSION



# Conclusion et perspectives

## Conclusion générale

Dans le présent travail de thèse, nous nous sommes intéressés au soin des fractures du fémur proximal. Nous avons proposé un nouvel implant chirurgical. Pour concevoir cet implant, nous avons mis en œuvre des moyens numériques et expérimentaux.

L'implant proposé est à la fois intra et extra-médullaire. Il permet de régler en continu l'angulation de la vis céphalique. L'apport le plus important pour le chirurgien est une plus grande souplesse lors de l'intervention, la configuration de l'implant pouvant être retouchée en cours d'opération.

Le niveau de contraintes de cet implant est significativement inférieur à celui des implants actuellement utilisés sous charge équivalente, ce qui permet d'utiliser plus facilement une vis céphalique expansible, et donc de limiter le nombre de références à 3 (soit un gain d'un facteur de 10 ou plus).

Dans le cas de fractures inter-trochantériennes, cet implant devrait permettre une excellente consolidation osseuse grâce à une faible ouverture et une bonne compression du foyer de fracture lors de la marche. Les résultats numériques tendent à montrer qu'il serait également adapté au traitement des fractures sous-trochantériennes inverses, mais faute de temps, aucun essai n'a pu être fait dans ces configurations pour confirmer ce résultat.

D'un point de vue mécanique, les essais sur os cadavériques ont montré que l'une des éventuelles faiblesses de l'implant est le niveau de sollicitation de l'os. La charge qui conduit à la rupture est cependant très élevée (supérieure de 30% aux charges préconisées par la norme) et permettrait à un patient de se lever et de marcher immédiatement après l'opération. Il reste à vérifier que cette sollicitation plus importante de l'os n'est pas douloureuse, et seuls des essais cliniques, nécessitant le processus de marquage CE pourront permettre de répondre à cette question.

Les moyens mis en œuvre pour concevoir et valider l'implant CLOVIS ont été nombreux. Concernant les moyens numériques, il est important d'être très prudent : la sensibilité aux différents paramètres mécaniques (géométrie, matériau, frottement) est très importante, et le recalage délicat, même sur des os synthétiques censés être « identiques » au modèle numérique utilisé. Le calcul numérique reste cependant une étape importante pour l'estimation des sollicitations dans l'implant, dans l'os et au niveau de la fracture lors de la conception.

La validation d'un concept d'implant sur os synthétique n'est pas non plus suffisante. Si en termes de « ressenti » pour un chirurgien lors de l'implantation, les os synthétiques utilisés peuvent être qualifiés de bio-fidèles, il n'en va pas de même du comportement mécanique, du moins par rapport à des os cadavériques souvent issus de personnes âgées.

La phase d'essais cadavériques est essentielle, et les moyens mis en œuvre pour réaliser et analyser ces essais semblent montrer les nets avantages de l'implant CLOVIS par rapport aux implants actuellement utilisés.

Enfin, le travail effectué sur les implants les plus couramment utilisés permet de donner un certain nombre de préconisations d'utilisation.

#### **Fixation intra ou extra-médullaire :**

Il n'y a pas de hiérarchie tranchée dans le cas de fractures inter-trochantériennes. Il nous semble par contre important, pour obtenir le meilleur comportement possible du foyer de fracture, de choisir l'angulation de la vis céphalique maximum autorisée par la morphologie du patient. Ceci devrait permettre de limiter l'ouverture et d'augmenter la compression du foyer de fracture.

#### **Soin des fractures sous-trochantériennes inverses :**

L'utilisation d'un implant extra-médullaire est à éviter. Le déplacement au niveau du foyer de fracture (principalement en cisaillement) est très important et justifie la plupart des échecs des systèmes extra-médullaires.

#### **Fixation intra-médullaire :**

Il nous semble important de limiter l'alésage du canal médullaire afin d'ajuster au mieux le clou. Ce dernier sera ainsi moins mobile et le comportement du foyer de fracture sera amélioré, les amplitudes de mouvements des deux parties osseuses fracturées seront plus faibles.



## Perspectives

Plusieurs perspectives de poursuite de ces travaux sont possibles tant d'un point de vue scientifique que d'un point de vue industrialisation.

Des simulations numériques plus proches des essais expérimentaux pourraient être réalisées, elles permettraient de prendre en compte des aspects de plasticité et d'endommagement des matériaux, des modélisations de fractures plus complexes, la prise en compte d'effets dynamiques, de remodelage osseux...

Expérimentalement, des tests de l'implant CLOVIS dans le cas d'une fracture sous-trochanterienne inverse mériteraient d'être réalisés. La certification CE et les essais *in-vivo* permettront de valider la tenue mécanique de l'os cortical au niveau des vis de verrouillage distal, de valider la technique opératoire et d'obtenir un retour des patients sur leur ressenti. Une analyse approfondie de la tenue mécanique de l'implant dans la zone sous-chondral nous semble être également une étude intéressante à mener.

Une phase d'industrialisation sera bien évidemment nécessaire pour permettre la commercialisation de cet implant.



# ANNEXES





## Annexe : Modèles Éléments Finis

Une partie de ce travail de thèse a consisté à étudier numériquement les comportements mécaniques du clou GAMMA et de la plaque DHS. Les deux implants ont été mesurés puis dessinés à l'aide du logiciel PRO/ENGINEER. Les modèles des implants ont ensuite été importés dans le code de calcul par Éléments Finis ABAQUS pour être étudiés au sein d'un modèle de fémur ostéoporotique fracturé.

### **Clou GAMMA**

L'implant présente un diamètre proximal de 17 *mm*, un diamètre distal de 11 *mm*, et une longueur de 180 *mm*. Le diamètre de la vis céphalique est de 11,95 *mm* et d'une longueur de 100 *mm*. Le diamètre du trou pour la vis céphalique est de 12 *mm*. La vis distale présente un diamètre de 5,9 *mm*, le trou dans le clou étant de 6 *mm* de diamètre. L'angulation céphalique du clou GAMMA est de 130°.

### **Plaque DHS**

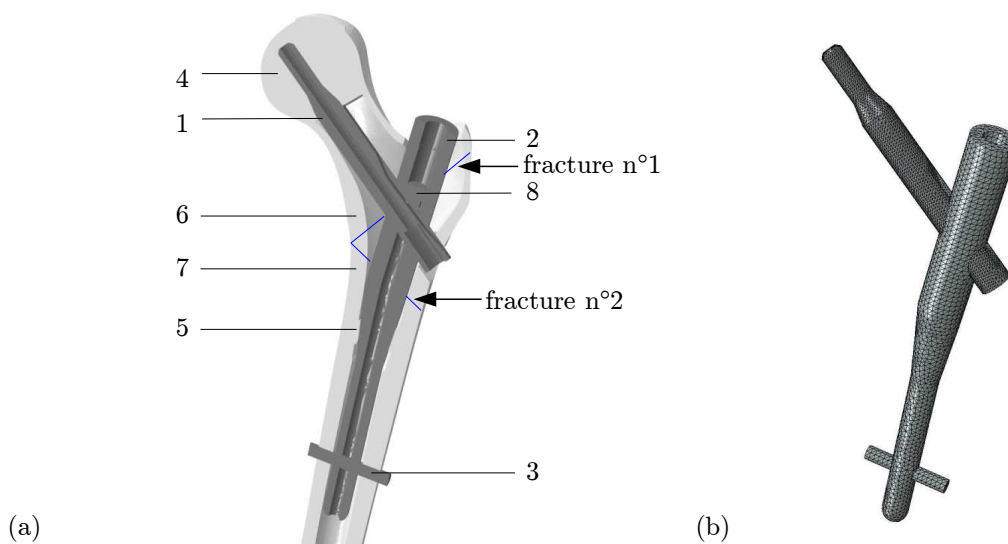
L'implant présente une angulation céphalique de 135°. Le diamètre du trou pour la vis céphalique est de 8,1 *mm*. L'épaisseur de la plaque est de 6 *mm*. Le diamètre des quatre trous dans la plaque pour le passage des vis distales est de 3,5 *mm*. La vis céphalique présente un diamètre de 8,05 *mm* et une longueur de 100 *mm*. Le diamètre des vis de verrouillage distal est de 3,4 *mm*.

## Contact

Les contacts et les encastrements définis entre les différents éléments des modèles Eléments Finis des fémurs numériques ostéoporotiques fracturés fixés par le clou GAMMA et la plaque DHS sont résumés dans les tableaux A.1 et A.2.

## Maillage

Les modèles numériques du clou GAMMA et de la plaque DHS sont discrétisés en éléments solides 3D tétraédriques quadratiques modifiés (C3D10M). La taille moyenne des éléments est de l'ordre de 1,5 mm correspondant à un total d'environ 80000 éléments pour le clou GAMMA et de 41000 éléments pour la plaque DHS. Les maillages des modèles numériques du clou GAMMA et de la plaque DHS sont illustrés par les figures A.1 (b) et A.2 (b).

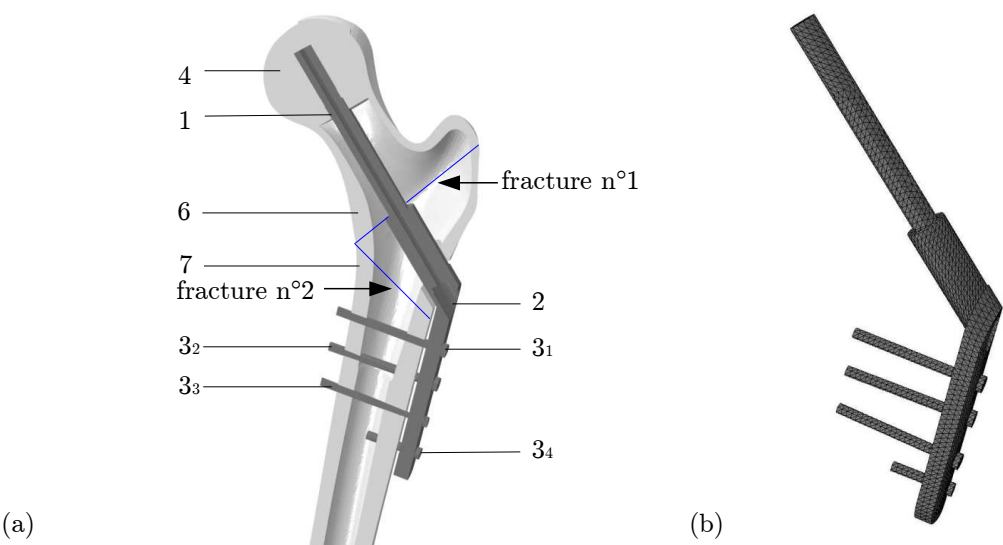


**Figure A.1** – (a) Description du modèle Eléments Finis du fémur numérique ostéoporotique fracturé fixé par le clou GAMMA. (b) Visualisation du maillage de l'implant.

clou gamma	1	2	3	4	5	6	7	8
1 vis céphalique	-	0,1	-	×	-	-	-	0,1
2 clou		-	0,1	-	×	0,3	0,3	×
3 vis distale			-	-	×	-	×	-
4 os trabéculaire supérieur				-	-	×	-	-
5 os trabéculaire inférieur					-	-	×	-
6 fragment cortical supérieur						-	0,3	-
7 fragment cortical inférieur							-	-
8 vis antirotation								-

- = aucun lien, (0,1 ou 0,3) = coefficient de frottement, × = encastrement.

**Tableau A.1** – Définition des contacts, des coefficients de frottement et des encastrements dans les modèles Eléments Finis des fémurs ostéoporotiques fracturés fixés par le clou GAMMA.



**Figure A.2** – (a) Description du modèle *Eléments Finis* du fémur numérique ostéoporotique fracturé fixé par la plaque DHS. (b) Visualisation du maillage de l'implant.

plaque dhs	1	2	3	4	6	7
1 vis céphalique	-	0,1	-	×	-	-
2 plaque		-	×	-	-	0,3
3 vis distales			-	-	-	×
4 os trabéculaire supérieur				-	×	-
6 fragment cortical supérieur					-	0,3
7 fragment cortical inférieur						-

- = aucun lien, (0,1 ou 0,3) = coefficient de frottement, × = encastrement.

**Tableau A.2** – Définition des contacts, des coefficients de frottement et des encastrements dans les modèles *Eléments Finis* des fémurs ostéoporotiques fracturés fixés par la plaque DHS.





BREVET



(19)



(11)

**EP 2 644 142 A1**

(12)

**DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:  
**02.10.2013 Bulletin 2013/40**

(51) Int Cl.:  
**A61B 17/72 (2006.01) A61B 17/74 (2006.01)**

(21) Numéro de dépôt: **13160932.3**

(22) Date de dépôt: **25.03.2013**

(84) Etats contractants désignés:  
**AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR**  
Etats d'extension désignés:  
**BA ME**

(30) Priorité: **28.03.2012 CH 4362012**  
**24.05.2012 CH 7252012**

(71) Demandeurs:  
• **Chirmat Sàrl**  
**1870 Monthey (CH)**  
• **Université de Savoie**  
**73011 Chambéry Cedex (FR)**  
• **Hepia**  
**1202 Genève (CH)**  
• **Tural**  
**74970 Marignier (FR)**

(72) Inventeurs:  
• **Bonjour, Christian**  
**1268 Begnins (CH)**

• **Arlettaz, Yvan**  
**1870 Monthey (CH)**  
• **Vacher, Pierre**  
**74570 Thorens-Glières (FR)**  
• **Toussaint, Franck**  
**74000 Annecy (FR)**  
• **Billard, Rémi**  
**83700 Saint-Raphaël (FR)**  
• **Devun-Daulon, Laure**  
**74490 Saint-Jérôme (FR)**  
• **Gradel, Thomas**  
**74970 Marignier (FR)**  
• **Vittecoq, Eric**  
**74570 Groisy (FR)**

(74) Mandataire: **P&TS SA (AG, Ltd.)**  
**Av. J.-J. Rousseau 4**  
**P.O. Box 2848**  
**2001 Neuchâtel (CH)**

(54) **Implant pour les fractures proximales d'os longs**

(57) Implant chirurgical pour le traitement des fractures d'os longs, notamment du fémur, avec une section intramédullaire (52) de forme allongée, adaptée pour l'insertion dans le canal médullaire (37), une section extramédullaire (56) sensiblement parallèle à la section intramédullaire (52), une anse courbe (57) déformable reliant la section intramédullaire (52) à la section extramédullaire (56), une vis inclinée (61) traversant ladite section intramédullaire (52) et ladite section extramédullaire (56). Par la déformation de l'anse (57) on peut obtenir un réglage continu de l'angle ( $\alpha$ ) de la vis céphalique (61) et une adaptation optimale de l'implant à l'anatomie individuelle. De par sa géométrie, cet implant induit une protection du massif trochantérien et limite les sollicitations mécaniques entre la vis céphalique (61) et le reste de l'implant.

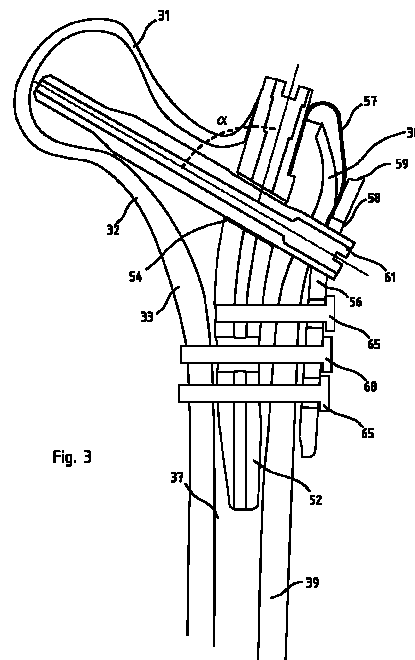


Fig. 3

**EP 2 644 142 A1**

## Description

### Domaine technique

5 **[0001]** La présente invention concerne un dispositif implantable pour le traitement des fractures proximales d'os longs. Notamment, mais pas exclusivement, elle concerne un implant utilisable pour le traitement des fractures du massif trochantérien fémoral. La présente invention s'adresse également aux fractures de l'humérus proximal ou d'autres os longs comportant des problématiques et des thérapies similaires.

### 10 Etat de la technique

**[0002]** La technique présentée ci-dessous concerne les fractures du fémur proximal ; les techniques pour le traitement des fractures de tous les os longs sont similaires.

15 **[0003]** Les fractures du massif trochantérien fémoral sont des fractures concernant la partie proximale du fémur près de l'articulation de la hanche. Ces traumatismes font partie des fractures appelées dans le langage courant des fractures du col du fémur et touchent le plus souvent des personnes âgées. Leur thérapie se base, dans la majorité des cas, sur un traitement chirurgical rapide avec une réduction anatomiquement correcte suivie de la pose d'un implant qui stabilise la fracture. Il a été démontré que ces procédures permettent une rééducation à la marche dans des temps assez rapides et améliorent considérablement le taux de guérison.

20 **[0004]** Les techniques actuellement employées comportent la stabilisation de la fracture soit par des implants endomédullaires insérés dans le canal diaphysaire, soit par des plaques ou des lames vissées sur l'os. Dans tous les cas, on utilise une ou des vis dites céphaliques ou autres dispositifs orientés selon l'axe du col fémoral pour stabiliser la tête du fémur.

25 **[0005]** Le dispositif divulgué par EP0546460B1, par exemple, comprend une plaque de stabilisation du trochanter connectable par une vis à un clou centromédullaire et comprenant deux vis inclinées, de part et d'autre du canal médullaire pour la stabilisation de la tête et du col du fémur. US7632272, d'autre part, divulgue une fixation intramédullaire avec une vis inclinée destinée à s'enfoncer dans la tête du fémur et une plaquette pour la stabilisation du grand trochanter.

30 **[0006]** L'angulation du col fémoral par rapport à la diaphyse fémorale présente une forte variabilité par rapport à la morphologie individuelle, au sexe et à l'âge. Il est donc nécessaire de disposer d'implants reconstruisant l'angulation anatomiquement correcte pour chaque patient. Cela conduit actuellement à une multiplication du nombre d'implants à fournir à chaque hôpital pour permettre le traitement en urgence de ce type de fracture.

35 **[0007]** Par ailleurs, les fractures dites intertrochantériennes ou pertrochantériennes provoquent souvent une rupture de la partie haute du fémur appelée 'grand trochanter' dans laquelle s'attachent plusieurs muscles responsables de la stabilité et de la marche et qui y exercent des forces importantes. Les implants généralement utilisés ne permettent pas toujours une stabilisation adéquate des fractures du grand trochanter.

### Bref résumé de l'invention

40 **[0008]** Un but de la présente invention est de proposer un implant exempt des limitations des dispositifs connus, et notamment facilement adaptable à une pluralité de configurations anatomiques, de façon à réduire le nombre de référence d'implants dans les hôpitaux.

**[0009]** Un autre but de l'invention est de proposer un implant permettant, de par sa géométrie, une protection efficace du grand trochanter dans les fractures intertrochantériennes ou pertrochantériennes et une limitation des sollicitations mécaniques entre la vis céphalique 61 et le reste de l'implant.

45 **[0010]** Selon l'invention, ces buts sont atteints au moyen de l'objet des revendications annexées, et notamment par un implant chirurgical avec une section intramédullaire de forme allongée, adaptée pour l'insertion dans le canal médullaire d'un os long fracturé, une section extramédullaire sensiblement parallèle à la section intramédullaire, une anse courbe déformable pour s'adapter à l'anatomie du patient reliant la section intramédullaire à la section extramédullaire, une vis céphalique inclinée traversant ladite section intramédullaire et ladite section extramédullaire.

50

### Brève description des figures

**[0011]** Un exemple de réalisation d'un tel implant est illustré par les Fig. 1a-1c.

**[0012]** D'autres variantes de réalisation de l'invention sont indiquées dans la description illustrée par les Fig. 2a-2c.

55 **[0013]** La Fig. 3 montre, de façon simplifiée, un implant selon un aspect de l'invention en position dans la partie proximale d'un fémur, en section frontale.

**[0014]** Les caractéristiques identiques présentes en plusieurs figures sont indiquées par le même signe de référence. Le même signe de référence est utilisé en quelques cas pour indiquer les vis de verrouillage et fixation, ou leur axe dans

une représentation simplifiée.

#### Exemple(s) de mode de réalisation de l'invention

**[0015]** Les modes de réalisation présentés font référence uniquement à un implant pour les fractures du fémur humain. La présente invention toutefois comprend aussi des variantes spécifiques pour le traitement de fractures d'autres os longs, notamment de l'humérus. Cette invention peut aussi s'appliquer dans le domaine vétérinaire.

**[0016]** Les Fig. 1a-1c illustrent un élément de l'implant selon un aspect de l'invention et qui comporte une section intramédullaire 52, de forme allongée (droite ou incurvée) et adaptée pour l'insertion dans le canal médullaire 37 (visible sur la Fig. 3) de l'os concerné, par exemple du fémur. L'implant comporte également une section extramédullaire 56, essentiellement parallèle à la section intramédullaire 52.

**[0017]** L'anse courbe 57 reliant la section intramédullaire 52 à la section extramédullaire 56 a une forme adaptée pour épouser le profil anatomique du grand trochanter. Avantagusement, l'anse 57 est déformable pour que l'implant s'adapte à la morphologie individuelle de chaque patient et faciliter l'insertion de l'implant dans l'os.

**[0018]** La déformation de l'anse 57 peut être obtenue de plusieurs façons. Dans une variante, représentée schématiquement sur la Fig. 1, l'anse 57 est constituée par une lame déformable élastiquement ou non, de par son épaisseur relativement réduite. Selon une autre variante, représentée par les Fig. 2a-2c, l'anse 57 comporte un certain nombre de segments de section réduite 55a-55d formant des charnières déformables. Grâce à cette caractéristique le chirurgien peut déformer l'implant et obtenir le degré de courbure souhaité par application d'une force raisonnable.

**[0019]** La Fig. 3 montre schématiquement l'implant de l'invention en place. On peut voir la section intramédullaire 52 insérée dans le canal diaphysaire 37, d'un fémur 39, tandis que la section extramédullaire 56 s'appuie sur une face latérale de l'os, et l'anse 57 entoure et protège le grand trochanter 38. Le canal diaphysaire 37 aura préalablement été ouvert et alésé au diamètre souhaité par des techniques connues.

**[0020]** L'implant de l'invention comporte aussi une vis céphalique inclinée 61 traversant la section intramédullaire 52 et la section extramédullaire 56 par deux ouvertures 54, respectivement 58. L'angle  $\alpha$  entre la vis 61 et la section intramédullaire 52 correspond à l'inclinaison du col du fémur, de façon à ce que la vis 61 puisse traverser le col 32 selon son axe, pénétrer dans la tête du fémur 31 et la rendre solidaire.

**[0021]** De façon importante, l'angle  $\alpha$  de la vis 61 peut être modifié en agissant sur la courbure de l'anse 57, et l'alignement des ouvertures 58, 54, afin de s'adapter au mieux à l'anatomie de chaque patient. L'angle  $\alpha$  idéal peut être déterminé par des radiographies préopératoires de l'anche saine controlatérale, ou préalablement à l'implant, lorsque la fracture est réduite, grâce à un appareil de radioscopie chirurgicale. L'implant est pré-régulé avant introduction dans le fémur, et un éventuel réajustement une fois l'implant en place peut être réalisé en appuyant sur l'excroissance 59. Deux encoches 53a et 53b permettent de matérialiser par radioscopie l'axe de la vis céphalique 61 avant introduction de celle-ci, afin de déterminer si un réajustement est nécessaire ou pas. La forme des ouvertures 54 et 58 est adaptée à ce mouvement relatif entre les parties intramédullaire 52 et extramédullaire 56.

**[0022]** La vis céphalique 61, après positionnement, est préférablement bloquée en rotation, par rapport à la partie intramédullaire 52, et/ou par rapport à la partie extramédullaire 56 comme le montre la figure 2c, par la vis 69. Les sollicitations mécaniques générées par la vis céphalique sur le reste de l'implant sont ainsi réduites par rapport aux implants de type conventionnel.

**[0023]** Plusieurs moyens de fixation peuvent être envisagés pour maintenir en place les parties intra- et extramédullaires de l'implant.

**[0024]** Pour la partie intramédullaire, une ou plusieurs vis de verrouillage 65 sont vissées dans l'os cortical. Pour la partie extramédullaire, une ou plusieurs vis 68 sont soit vissées dans l'os cortical, soit dans la partie intramédullaire de l'implant.

**[0025]** Les trous de passage des vis 61, 65, 68 dans les parties intra- et extramédullaires 56, 52 peuvent être circulaires ou oblong. Préférentiellement la section intramédullaire 52, la section extramédullaire 56 et l'anse 57 sont constituées par un seul élément solide, par exemple un élément métallique en titane ou en alliage biocompatible, ou tout autre matériau biocompatible. L'implant de l'invention comporte ainsi un nombre très réduit de pièces détachables. Cet implant monobloc peut toutefois être fabriqué en plusieurs parties assemblées (par soudage par exemple).

Numéros de référence employés sur les figures

#### **[0026]**

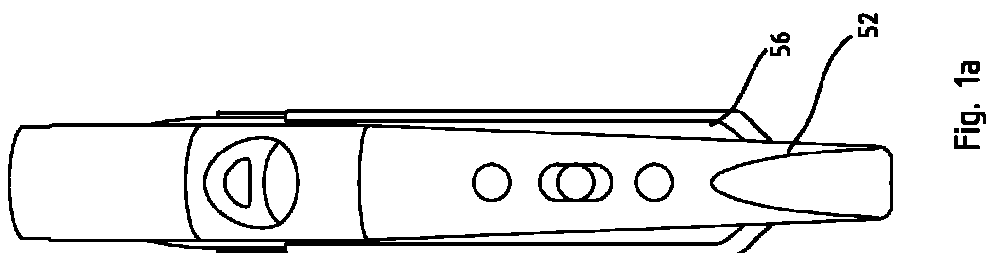
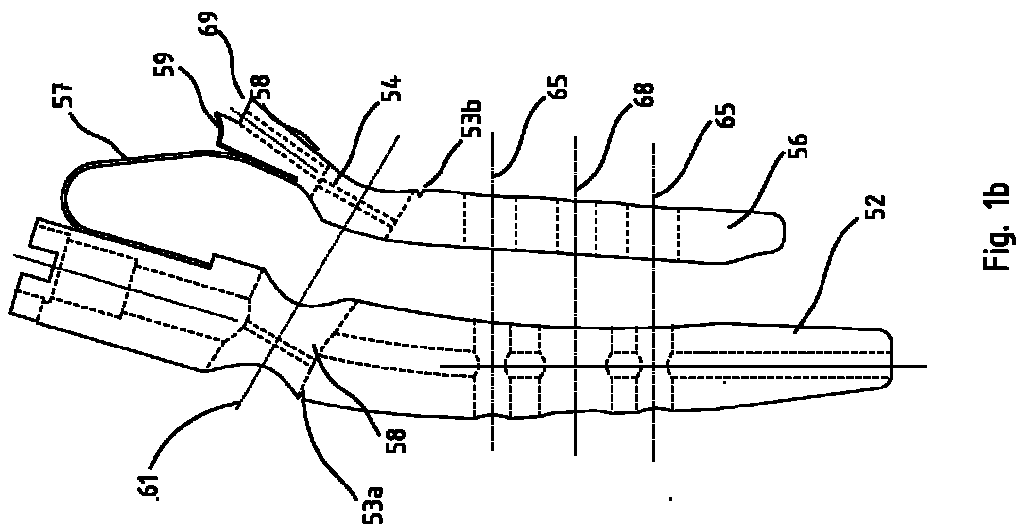
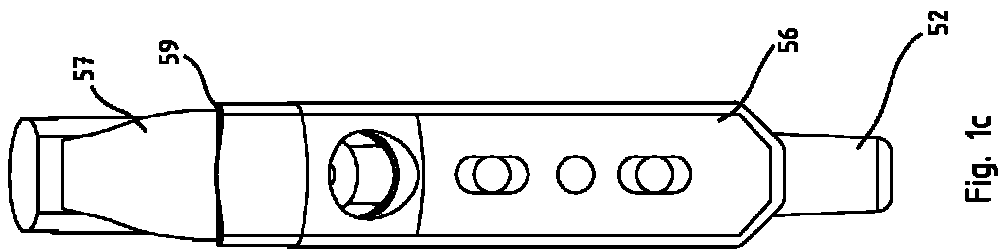
31	tête du fémur
32	col du fémur
33	fracture

(suite)

5	37	canal diaphysaire
	38	grand trochanter
	39	diaphyse
	52	section intramédullaire
	53	encoche de contrôle angulation de la vis céphalique
	54	guidage intramédullaire vis céphalique
10	55a-d	charnière
	56	section extramédullaire
	57	anse
	58	guidage extramédullaire vis céphalique
	59	zone d'appui du réglage angulaire
15	61	vis céphalique
	65	vis de verrouillage partie intramédullaire
	68	vis de verrouillage partie extramédullaire
	69	vis de blocage en rotation de la vis céphalique
20	$\alpha$	angle

## Revendications

- 25 1. Implant chirurgical pour le traitement des fractures d'os longs, avec une section intramédullaire (52) de forme allongée, adaptée pour l'insertion dans le canal médullaire (37) d'un os long fracturé, une section extramédullaire (56) sensiblement parallèle à la section intramédullaire (52), une anse courbe (57) reliant la section intramédullaire (52) à la section extramédullaire (56), une vis inclinée (61) traversant ladite section intramédullaire (52) et ladite section extramédullaire (56), **caractérisée en ce que** ladite anse (57) est déformable pour s'adapter à l'anatomie du patient.
- 30 2. L'implant de la revendication précédente dans lequel ladite anse courbe est adaptée pour entourer et protéger le massif trochantérien lorsque l'implant est en place.
- 35 3. L'implant de la revendication 1, dans lequel ladite anse (57) comporte une lame déformable élastiquement ou non par application d'une force avant ou durant l'implantation.
- 40 4. L'implant d'une des revendications précédentes comprenant de moyens (69) pour bloquer la rotation de la dite vis inclinée (61).
- 45 5. L'implant d'une des revendications précédentes, dans lequel la dite section intramédullaire (52), ladite section extramédullaire (56) et ladite anse (57) sont constituées par un assemblage de plusieurs éléments.
6. L'implant d'une des revendications précédentes, dans lequel la dite section intramédullaire (52), ladite section extramédullaire (56) et ladite anse (57) sont constituées par un seul élément monobloc.
- 50 7. L'implant d'une des revendications précédentes, dans lequel la dite section extramédullaire (56) comporte une ou plusieurs ouvertures (59) permettant sa fixation sur une face dudit os par des vis (68) ou tout autre moyen de fixation.
8. L'implant de la revendication précédente, dans lequel ladite anse présente des segments de section réduite (55a-55d) permettant sa déformation par application d'une force.



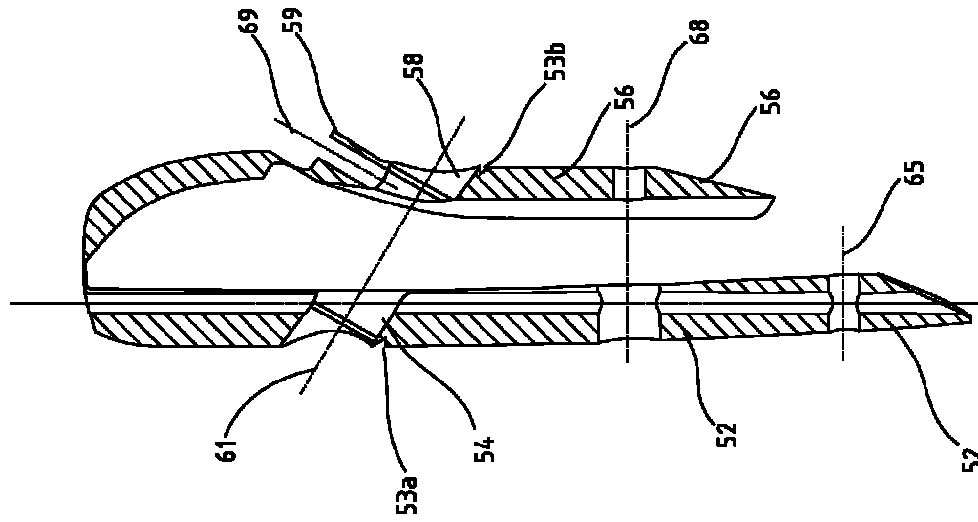


Fig. 2c

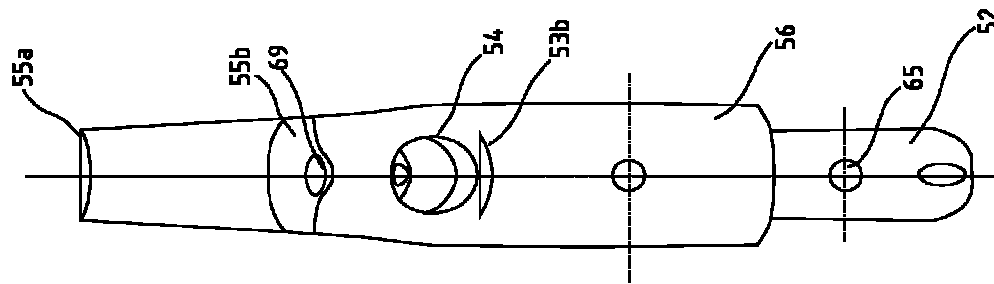


Fig. 2b

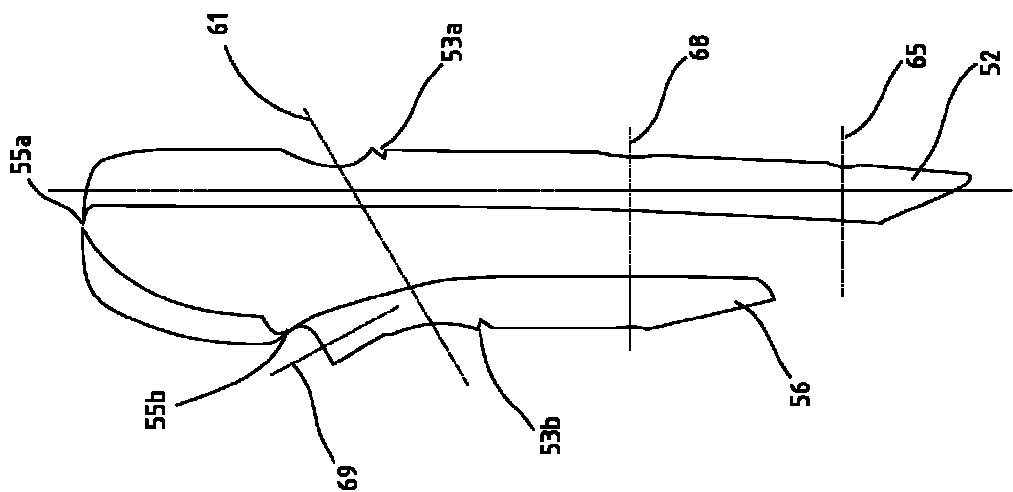
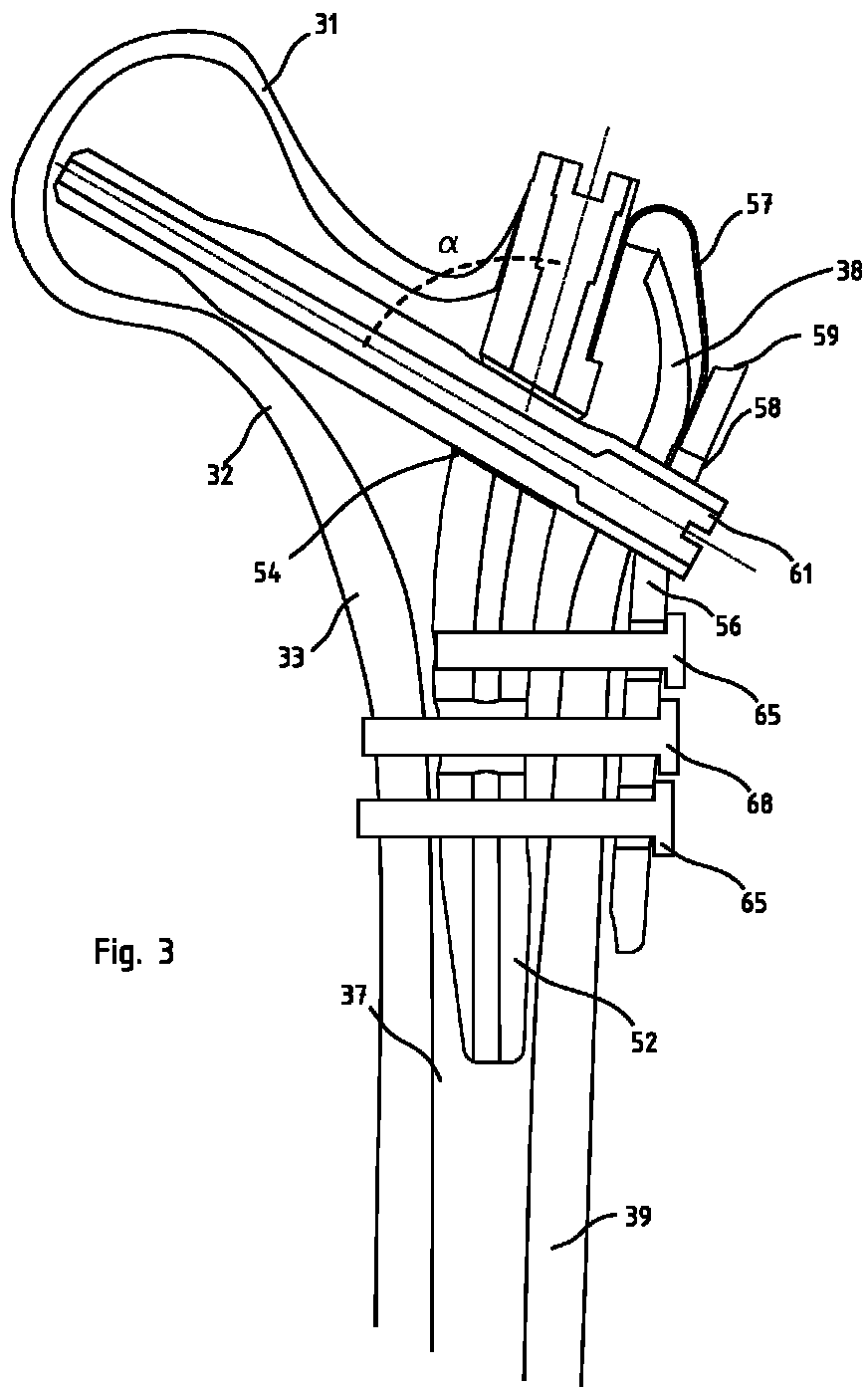


Fig. 2a







# BIBLIOGRAPHIE



# Bibliographie

- [Álvarez 04] D Bertrand Álvarez, J Paz Aparicio, E Lopez-Anglada Fernandez, I Gonzalez-Busto Mugica, Daniel Núñez Batalla et J Paz Jiménez. *Implant breakage, a rare complication with the Gamma nail. A review of 843 fractures of the proximal femur treated with a Gamma nail.* Acta orthopaedica belgica, vol. 70, no. 5, pages 435–443, 2004.
- [An 10] Yuehuei H An et Robert A Draughn. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. CRC press, 2010.
- [Baudoin 96] Claude Baudoin. *The cost of osteoporosis in France.* Revue du rhumatisme (English ed.), vol. 64, no. 7-9, pages 441–442, 1996.
- [Baumgaertner 95] MR Baumgaertner, SL Curtin, DM Lindskog et JM Keggi. *The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip.* J Bone Joint Surg Am, vol. 77, pages 1058–1064, 1995.
- [Benetos 07] Ioannis S Benetos, George C Babis, Aristides B Zoubos, Vassiliki Benetou et Panayotis N Soucacos. *Factors affecting the risk of hip fractures.* Injury, vol. 38, no. 7, pages 735–744, 2007.
- [Braux 11] Julien Braux. *Influence d’un phosphate de calcium substitué en strontium sur la physiologie de l’ostéoblaste humain en culture et évaluation de son potentiel de réparation osseuse chez la souris.* Thèse de Doctorat, Université de Reims-Champagne Ardenne, 2011.
- [Chou 11] D.T.S. Chou, A.M. Taylor, C. Boulton et C.G. Moran. *Reverse oblique intertrochanteric femoral fractures treated with the intramedullary hip screw (IMHS).* Injury, 2011.
- [Cooke 09] T Derek V Cooke et Elizabeth A Sled. *Optimizing limb position for measuring knee anatomical axis alignment from standing knee radio-*

- graphs*. The Journal of rheumatology, vol. 36, no. 3, pages 472–477, 2009.
- [Costenoble 93] V Costenoble, J Docquier, JP Forthomme et P Soete. Traitement des fractures trochantériennes du fémur par le clou gamma (à propos d’une série de 92 cas), volume 59 pages 22–29. Acta Orthopaedica Belgica, 1993.
- [Coudert 05] T. Coudert. *Reconstruction tridimensionnelle du volume intérieur d’une chaussure : évaluation du chaussant*. Thèse de Doctorat, 2005.
- [Curran 10] Desmond Curran, Milka Maravic, Philippe Kiefer, Valérie Tochon et Patrice Fardellone. *Epidemiology of osteoporosis-related fractures in France : a literature review*. Joint Bone Spine, vol. 77, no. 6, pages 546–551, 2010.
- [Dumoulin 01] Stéphane Dumoulin. *De l’utilisation d’une loi monocristalline en vue de la caractérisation du comportement plastique du multicristal d’aluminium*. Thèse de Doctorat, 2001.
- [Flint 10] John H Flint, C Francisco Sanchez-Navarro, Joseph A Buckwalter et J Lawrence Marsh. *Intrapelvic migration of a gamma nail lag screw : review of the possible mechanisms*. Orthopedics, vol. 33, no. 4, page 266, 2010.
- [Follet 03] Hélène Follet. *Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l’os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire*. Thèse de Doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2003.
- [Fontana 01] Aurélie Fontana et Pierre D Delmas. *L’ostéoporose : épidémiologie, clinique et approches thérapeutiques*. 2001.
- [Garcia 01] Dorian Garcia. *Mesure de formes et de champs de déplacements tridimensionnels par stéréo-corrélation d’images*. Thèse de Doctorat, Institut National Polytechnique de Toulouse-INPT, 2001.
- [Grandjean 13] Julien Grandjean. *Influence des défauts de forme sur les performances d’assemblages : Application aux prothèses totales de hanche*. Thèse de Doctorat, Université de Grenoble, 2013.

- [Gullberg 97] B Gullberg, O Johnell et JA Kanis. *World-wide projections for hip fracture*. Osteoporosis international, vol. 7, no. 5, pages 407–413, 1997.
- [Haidukewych 09] George J Haidukewych. *Intertrochanteric fractures : ten tips to improve results*. The Journal of Bone & Joint Surgery, vol. 91, no. 3, pages 712–719, 2009.
- [Hambli 12] Ridha Hambli, Awad Bettamer et Samir Allaoui. *Finite element prediction of proximal femur fracture pattern based on orthotropic behaviour law coupled to quasi-brittle damage*. Medical engineering & physics, vol. 34, no. 2, pages 202–210, 2012.
- [Heiner 08] Anneliese D Heiner. *Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias*. Journal of biomechanics, vol. 41, no. 15, pages 3282–3284, 2008.
- [Helwig 09] P. Helwig, G. Faust, U. Hindenlang, A. Hirschmüller, L. Konstantinidis, C. Bahrs, N. Südkamp et R. Schneider. *Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture*. Injury, vol. 40, no. 3, pages 288–295, 2009.
- [Hesse 04] Beatrix Hesse et André Gächter. *Complications following the treatment of trochanteric fractures with the gamma nail*. Archives of orthopaedic and trauma surgery, vol. 124, no. 10, pages 692–698, 2004.
- [Hsu 90] R WW Hsu, S Himeno, M B Coventry et E YS Chao. *Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee*. Clinical Orthopaedics and Related Research, vol. 255, pages 215–227, 1990.
- [Issa 07] Sakeba N Issa, Dorothy Dunlop, Alison Chang, Jing Song, Pottumarthi V Prasad, Ali Guermazi, Charles Peterfy, September Cahue, Meredith Marshall, Dipali Kapoor et al. *Full-limb and knee radiography assessments of varus-valgus alignment and their relationship to osteoarthritis disease features by magnetic resonance imaging*. Arthritis Care & Research, vol. 57, no. 3, pages 398–406, 2007.
- [Johnson 10] TPM Johnson, S Socrate et MC Boyce. *A viscoelastic, viscoplastic model of cortical bone valid at low and high strain rates*. Acta biomaterialia, vol. 6, no. 10, pages 4073–4080, 2010.

- [Kraus 05] Virginia B Kraus, T Parker Vail, Ted Worrell et Gary McDaniel. *A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods*. Arthritis & Rheumatism, vol. 52, no. 6, pages 1730–1735, 2005.
- [lam Nguyen 11] Tuong lam Nguyen *et al.* *Endommagement localisé dans les roches tendres. Expérimentation par mesure de champs*. Thèse de Doctorat, Université de Grenoble, 2011.
- [Lv 12] Linwei Lv, Guangwei Meng, He Gong, Dong Zhu et Weimin Zhu. *A new method for the measurement and analysis of three-dimensional morphological parameters of proximal Male femur*. Biomedical Research, vol. 23, no. 2, pages 219–226, 2012.
- [Meyrueis 04a] J-P Meyrueis et A Cazenave. *Consolidation des fractures*. EMC-Rhumatologie-Orthopédie, vol. 1, no. 2, pages 138–162, 2004.
- [Meyrueis 04b] P Meyrueis, A Cazenave et R Zimmermann. *Biomécanique de l’os. Application au traitement des fractures*. EMC-Rhumatologie-Orthopédie, vol. 1, no. 1, pages 64–93, 2004.
- [Moore 01] Keith Lean Moore et Arthur F Dalley. Anatomie médicale : aspects fondamentaux et applications cliniques. De Boeck Supérieur, 2001.
- [Moreland 87] J R Moreland, LW Bassett, GJ Hanker *et al.* *Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity*. J Bone Joint Surg Am, vol. 69, no. 5, pages 745–749, 1987.
- [Poirier 07] Paul Poirier. Traité d’anatomie humaine. v. 5, volume 5. Masson., 1907.
- [Pottier 10] Thomas Pottier. *Identification paramétrique par recalage de modèles éléments finis couplée à des mesures de champs cinématiques et thermiques*. Thèse de Doctorat, Université de Savoie, 2010.
- [Randle 99] JA Randle, B Meisami-Fard et MD McKee. *Mechanical failure of a gamma nail in a patient with an impending pathologic subtrochanteric fracture*. Canadian journal of surgery. Journal canadien de chirurgie, vol. 42, no. 5, page 384, 1999.



- [Rockwood 10] Charles A Rockwood, David P Green, Robert W Bucholz, James D Heckman et Paul Tornetta. Rockwood and green's fractures in adults, volume 1. Wolters Kluwer Health, 2010.
- [Rubin 92] PJ Rubin, PF Leyvraz, JM Aubaniac, JN Argenson, P Esteve et B De Roguin. *The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis*. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, vol. 74, no. 1, pages 28–32, 1992.
- [Shao 09] Chung-Jung Shao, Yu-Hsiang Hsieh, Ching-Hui Tsai et Kuo-An Lai. *A nationwide seven-year trend of hip fractures in the elderly population of Taiwan*. Bone, vol. 44, no. 1, pages 125–129, 2009.
- [Toussaint 11] Franck Toussaint. *Dialogue modèle-expérience et stratégie d'identification en mécanique du solide. Application à la mise en forme des matériaux*. Thèse de Doctorat, Université de Savoie, 2011.
- [Vacher 99] P Vacher, S Dumoulin, F Morestin et S Mguil-Touchal. *Bidimensional strain measurement using digital images*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C : Journal of Mechanical Engineering Science, vol. 213, no. 8, pages 811–817, 1999.
- [Vacher 03] P Vacher. *Apport des techniques de corrélation d'images en mécanique : analyse de déformations et numérisations 3D*. Habilitation à diriger des recherches, Université de Savoie, 2003.
- [Wolff 86] Julius Wolff, Paul Maquet et Ronald Furlong. The law of bone remodelling. Springer-Verlag Berlin, 1986.
- [Yoshioka 87] Yuki Yoshioka, David Siu, TD Cooke et al. *The anatomy and functional axes of the femur*. J Bone Joint Surg Am, vol. 69, no. 6, pages 873–880, 1987.

# DÉVELOPPEMENT D'UN IMPLANT À GÉOMÉTRIE VARIABLE POUR LE TRAITEMENT DES FRACTURES DU FÉMUR PROXIMAL CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES.

## Résumé :

Les fractures du fémur proximal de la personne âgée sont généralement fixées par des dispositifs d'ostéosynthèse. Pour les fractures particulières dites inter-trochantériennes, il est possible de fixer la fracture de manière intra-médullaire (à l'intérieur de l'os) ou de manière extra-médullaire (en dehors de l'os). Pour chaque type de traitement, les hôpitaux sont équipés des deux systèmes de fixation. Les différences de morphologie des individus impliquent l'existence de multiples références d'implants et donc de surcoûts en termes d'équipement. Dans ce travail de thèse, un implant original adaptable à la plupart des morphologies a été développé. Cet implant permettra non seulement d'offrir aux chirurgiens une souplesse au cours des interventions chirurgicales mais aussi de réduire de manière significative les stocks d'implants dans les hôpitaux. Le comportement mécanique de l'implant est étudié dans différents cas de fractures par deux approches complémentaires, une méthode numérique par Éléments Finis et une approche expérimentale mettant en œuvre des techniques de stéréo-corrélation à partir d'images de caméras rapides. Les résultats des calculs numériques sont confrontés à ceux issus d'essais réalisés sur des fémurs synthétiques, puis cadavériques en laboratoire d'anatomie. Les comparaisons avec des implants existants montrent que ce nouveau concept d'implant permet une fixation plus stable des fragments osseux et une bonne compression du foyer de fracture.

## Mots clefs :

Implant, Fémur, Fracture, Col, Clovis, Éléments Finis, Stéréo-corrélation, Mesure de champs

---

# DEVELOPMENT OF A VARIABLE GEOMETRY IMPLANT FOR THE TREATMENT OF PROXIMAL FEMORAL FRACTURES IN THE ELDERLY.

## Summary :

Proximal femoral fractures in the elderly are generally fixed with osteosynthetic devices. For specific fractures called intertrochanteric, it is possible to fix the fracture in an intramedullary way (inside the bone) or in an extramedullary way (outside the bone). For each type of treatment, hospitals are equipped with the two fixing systems. The differences in physical characteristics between individuals imply the existence of multiple references implants and therefore additional costs in terms of equipment. In this thesis work, an original implant adaptable to most people has been developed. This implant will provide surgeons greater flexibility during surgery but also significantly reduce stocks implants in hospitals. The mechanical behavior of the implant is studied in different cases of fractures by two complementary approaches, a finite element analysis and an experimental study employing stereo-image correlation technique from images of high speed cameras. The results of the numerical calculation are compared with those derived from tests on synthetic femurs, then cadaver in anatomy laboratory. Comparisons with existing implants show that this new implant concept allows for a more stable fixation of bone fragments and a good compression of the fracture.

## Keywords :

Implant, Femur, Fracture, Neck, Clovis, Finite Element, Stereo image correlation, Full field measurements.